

UNIVERZA V LJUBLJANI  
FAKULTETA ZA RAČUNALNIŠTVO IN INFORMATIKO

Žiga Pirnar

**Karakterizacija časovnih vrst vektorjev značiln  
prehodnih epizod segmenta ST elektrokardiograma**

DIPLOMSKO DELO

UNIVERZITETNI ŠTUDIJSKI PROGRAM PRVE STOPNJE  
RAČUNALNIŠTVO IN INFORMATIKA

Škofja Loka, 2016



UNIVERZA V LJUBLJANI  
FAKULTETA ZA RAČUNALNIŠTVO IN INFORMATIKO

Žiga Pirnar

**Karakterizacija časovnih vrst vektorjev značiln  
prehodnih epizod segmenta ST elektrokardiograma**

DIPLOMSKO DELO

UNIVERZITETNI ŠTUDIJSKI PROGRAM PRVE STOPNJE  
RAČUNALNIŠTVO IN INFORMATIKA

MENTOR: prof. dr. Franc Jager

Škofja Loka, 2016



Rezultati diplomskega dela so intelektualna lastnina avtorja. Za objavljane ali izkoriščanje rezultatov diplomskega dela je potrebno pisno soglasje avtorja, Fakultete za računalništvo in informatiko ter mentorja.



Fakulteta za računalništvo in informatiko izdaja naslednjo nalogo:

Karakterizacija časovnih vrst vektorjev značilk prehodnih epizod segmenta ST elektrokardiograma

Tematika naloge:

Karakterizirajte časovne vrste vektorjev morfoloških in diagnostičnih značilk segmenta ST elektrokardiograma mednarodne referenčne podatkovne baze LTST DB 24-urnih ambulantnih posnetkov. Ocenite moč predstavitve prehodnih morfoloških sprememb segmenta ST s časovnimi vrstami vektorjev značilk transformacije Karhunenena in Loèva (KLT) ter transformacije na osnovi ortogonalnih Legendrovih polinomov (LPT), v primerjavi s tradicionalno predstavitvijo prehodnih diagnostičnih sprememb segmenta ST, ki temelji na merjenju nivoja in nagiba segmenta ST v časovnem prostoru. V ta namen uporabite metrike kot so: rezidualna napaka ob rekonstrukciji segmenta ST z nekaj prvimi koeficienti transformacije KLT in LPT, Pearsonova ter Spearmanova korelacija med posameznimi koeficienti KLT in LPT ter nivojem in nagibom segmenta ST, ter križna korelacija med koeficienti KLT in LPT. V sklopu naloge razvijte tudi grafični uporabniški vmesnik za vizualizacijo in pregledovanje osnovnih signalov, povprečnih srčnih utripov, časovnih vrst vektorjev značilk, številskih vrednosti vektorjev značilk, ter ekspertnih oznak.





*Iskreno se zahvaljujem mentorju, spoštovanemu prof. dr. Francu Jagru za njegovo vesplošno mentorstvo ter pomoč pri izdelavi diplomske naloge. Zahvaljujem se družini za potrpežljivost, razumevanje in spodbujanje v celotnem času mojega študija.*



# Kazalo

**Povzetek**

**Abstract**

<b>Poglavje 1</b>	<b>Uvod .....</b>	<b>1</b>
<b>Poglavje 2</b>	<b>Pregled problematike ter uporabljene zbirke.....</b>	<b>3</b>
2.1	Ambulantni elektrokardiogrami.....	3
2.2	Normalen elektrokardiogram.....	6
2.3	Srčna ishemija in ishemične spremembe nivoja segmenta ST .....	7
2.4	Uporaba časovnih vrst diagnostičnih in morfoloških značilk na primeru zaznavanja naključnih premikov srednje električne srčne osi .....	10
2.5	Časovne vrste diagnostičnih značilk elektrokardiograma.....	13
2.6	Transformacija Karhunen-Loèva, bazne funkcije, pridobljene na osnovi zbirke ESC DB, ter časovne vrste vektorjev morfoloških značilk transformacije KLT kompleksa QRS in segmenta ST .....	16
2.7	Zbirka dolgoročnih ambulantnih posnetkov LTST DB .....	19
2.7.1	Zgradba zbirke LTST DB.....	22
2.7.2	Definicija veljavnih prehodnih epizod segmenta ST.....	24
2.8	Časovne vrste vektorjev morfoloških značilk segmenta ST z diskretno transformacijo na osnovi Legendrovih polinomov .....	25
2.9	Časovne vrste vektorjev morfoloških značilk transformacije KLT segmenta ST z baznimi funkcijami, ki so bile pridobljene na osnovi celotne zbirke LTST DB .....	29
2.10	Celotne statistike na nivoju srčnih utripov, prehodnih epizod segmenta ST ali posnetkov zbirke LTST DB .....	31

<b>Poglavje 3 Enostavno orodje za vizualizacijo časovnih vrst vektorjev značilk, ekspertnih oznak ter osnovnih posnetkov elektrokardiogramov .....</b>	<b>35</b>
3.1 Ključne zahteve programske opreme .....	35
3.2 Opis razredov in podatkovnih struktur .....	37
3.2.1 Vhodno/izhodni modul in hranjenje podatkov v pomnilniku .....	38
3.2.2 Redčenje časovnih vrst.....	41
3.2.3 Trostopenjski medpomnilnik .....	44
3.3 Modul za izrisovanje grafov časovnih vrst z oznakami .....	44
3.4 Grafični uporabniški vmesnik .....	45
<b>Poglavje 4 Združevanje časovnih vrst vektorjev značilk.....</b>	<b>51</b>
4.1 Združevanje časovnih vrst vektorjev značilk segmenta ST in kompleksa QRS elektrokardiogramov zbirke LTST DB .....	51
4.2 Programska oprema za združevanje časovnih vrst.....	52
4.3 Aproksimacija manjkajočih vektorjev značilk .....	53
4.4 Metapodatki za združene časovne vrste vektorjev značilk na intervalih prehodnih epizod segmenta ST ter format izhodne datoteke .....	55
4.5 Podatki za izračun celotnih statistik .....	56
<b>Poglavje 5 Karakterizacija časovnih vrst vektorjev morfoloških značilk transformacije LPT in KLT</b>	<b>57</b>
5.1 Rezidualne napake vektorjev značilk transformacije LPT in KLT .....	58
5.2 Srednje razlike med Mahalanobisovimi razdaljami vektorjev značilk v prostorih LPT in KLT .....	62
5.3 Križne korelacije med časovnimi vrstami posameznih koeficientov vektorjev značilk transformacije LPT in KLT .....	65
5.4 Notranje korelacije med časovnimi vrstami posameznih koeficientov vektorjev značilk transformacije LPT oziroma KLT .....	72
<b>Poglavje 6 Predstavitvena moč časovnih vrst vektorjev morfoloških značilk transformacije LPT in KLT.....</b>	<b>75</b>
6.1 Korelacije med časovnimi vrstami diagnostičnih značilk nivoja in nagiba segmenta ST ter morfoloških značilk transformacije LPT, KLT in prvotne KLT na nivoju posnetkov .....	77

6.2	Korelacije med časovnimi vrstami diagnostičnih značilnk nivoja in nagiba segmenta ST ter morfoloških značilnk transformacije LPT, KLT in prvotne KLT na nivoju prehodnih epizod segmenta ST.....	79
6.3	Predstavitvena moč časovnih vrst vektorjev transformacije KLT in LPT v odvisnosti od diagnostičnih značilnk.....	81
6.4	Vzorčni in celotni razsevni diagrami značilnk za srčne utripe ishemičnih prehodnih epizod segmenta ST zbirke LTST DB.....	84
<b>Poglavje 7</b>	<b>Zaključek.....</b>	<b>87</b>
7.1	Razvito orodje za vizualizacijo časovnih vrst vektorjev značilnk, ekspertnih oznak ter osnovnih posnetkov elektrokardiogramov.....	87
7.2	Ključni rezultati karakterizacije časovnih vrst transformacije LPT in KLT ter ocenjevanja njihove predstavitvene moči .....	88
7.3	Predstavitvena moč časovnih vrst vektorjev morfoloških značilnk transformacije LPT in KLT .....	91
7.4	Predlogi za nadaljnje delo.....	93
<b>Literatura</b>	<b>.....</b>	<b>95</b>



## Seznam uporabljenih kratic

kratica	angleško	slovensko
<b>EKG / ECG</b>	Electrocardiogram	elektrokardiogram
<b>ESC DB</b>	European ST-T Database	podatkovna baza elektrokardiografskih posnetkov evropskega združenja za kardiologijo (krajše zbirka ESC DB)
<b>LTST DB</b>	Long-Term ST Database	mednarodna referenčna podatkovna baza 24-urnih ambulantnih elektrokardiografskih posnetkov (krajše zbirka LTST DB)
<b>KLT</b>	Karhunen-Loève Transform	Transformacija Karhunen-Loèva
<b>LPT</b>	Legendre Polynomial Transform	Transformacija na osnovi Legendrovih polinomov





## Povzetek

### **Naslov: Karakterizacija časovnih vrst vektorjev značilk prehodnih epizod segmenta ST elektrokardiograma**

V tem delu smo karakterizirali časovne vrste vektorjev morfoloških in diagnostičnih značilk segmenta ST elektrokardiograma (EKG) mednarodne referenčne podatkovne baze LTST DB 24-urnih ambulantnih posnetkov. Za ocenjevanje moči predstavitve prehodnih morfoloških sprememb segmenta ST z novimi časovnimi vrstami vektorjev značilk transformacije Karhunena in Loèva (KLT) ter transformacije na osnovi ortogonalnih Legendrovih polinomov (LPT) v primerjavi s tradicionalno predstavitvijo prehodnih diagnostičnih sprememb segmenta ST, ki temelji na merjenju nivoja in nagiba segmenta ST v časovnem prostoru, smo uporabili metrike rezidualne napake ob rekonstrukciji segmenta ST z nekaj prvimi koeficienti transformacije KLT in LPT, Pearsonove in Spearmanove korelacijske koeficiente med individualnimi koeficienti obeh transformacij ter nivojem in nagibom segmenta ST, ter križno korelacijo med posameznimi koeficienti KLT in LPT. Na podlagi rezultatov je razvidno, da predstavitev prehodnih sprememb morfologije segmenta ST s časovnimi vrstami vektorjev značilk v prostoru transformacije LPT izkazuje največjo predstavitveno moč na intervalih prehodnih ishemičnih epizod segmenta ST v smislu najnižje povprečne rezidualne napake, največje afinitete tradicionalni predstavitvi prehodnih diagnostičnih sprememb segmenta ST ter možnosti neposrednega ekspertnega vpogleda v klinično relevantne kategorije prehodnih morfoloških in diagnostičnih sprememb segmenta ST. V sklopu našega dela smo razvili tudi grafični uporabniški vmesnik WinECG za vizualizacijo in pregledovanje osnovnih signalov EKG, povprečnih srčnih utripov, časovnih vrst vektorjev značilk, številskih vrednosti vektorjev značilk ter ekspertnih oznak.

**Ključne besede:** ambulantni elektrokardiogram, Long-Term ST Database, transformacija KLT, transformacija LPT, karakterizacija prehodnih epizod segmenta ST, časovne vrste vektorjev morfoloških značilk segmenta ST.



# Abstract

**Title: Characterization of feature-vector time series of transient ST-segment episodes of electrocardiogram**

In this thesis we characterized morphology and diagnostic electrocardiogram (ECG) ST-segment feature-vector time series of international reference database LTST DB of 24-hour ambulatory records. To estimate the power of representation of transient ST-segment morphology changes using feature-vector time series of the Karhunen-Loève Transformation (KLT) and of the Transformation based on the Legendre Polynomials (LPT) in comparison to traditional representation of transient ST-segment diagnostic changes, which is based on measuring of the ST-segment level and slope in time domain, we used several metrics which include the residual error during reconstruction of the ST-segment using the first few coefficients of the KLT and LPT transformation, the Pearson and Spearman correlation coefficients between individual coefficients of both transformations and the ST-segment level and slope, and cross-correlation between individual KLT and LPT coefficients. On the basis of the results it is evident that the representation of transient ST-segment morphology changes with feature-vector time series in the LPT transformation space exhibits the highest representational power during intervals of transient ischemic ST-segment episodes in terms of the lowest mean residual errors, highest affinity to traditional representation of transient diagnostic ST-segment changes, and possibility of direct expert insight into clinically relevant categories of transient ST-segment morphology and diagnostic changes. In the scope of our work we also developed a graphic user interface WinECG for visualization and examination of raw ECG signals, average heart beats, feature-vector time series, numerical values of feature vectors, and expert annotations.

**Keywords:** Ambulatory electrocardiogram, Long-Term ST Database, Transformation KLT, Transformation LPT, Characterization of transient ST-segment episodes, ST-segment morphology feature-vector time series.



## Poglavje 1      **Uvod**

Diagnosticiranje srčne ishemije, ki se lahko razvije v srčni infarkt, zajema ekspertno ali strojno odkrivanje in klasifikacijo signifikantnih prehodnih morfoloških in diagnostičnih sprememb segmenta ST v dolgoročnih ambulantnih elektrokardiogramih [1]. Zaradi prekomerne količine surovih podatkov se v praksi uporabljajo časovne vrste izpeljanih vektorjev klinično relevantnih diagnostičnih značilk in značilk morfologije za posamezne srčne utripe. Navedene časovne vrste služijo za učinkovito vizualizacijo in analizo ključnih lastnosti elektrokardiogramov, ki so relevantne v sklopu kardioloških diagnostičnih testov za različne bolezni srca [2]. Z vidika uporabe navedenih časovnih vrst je nadvse pomembno, kako »dobro« predstavljajo prehodne spremembe v delovanju srca. Nenazadnje so iste časovne vrste prav tako uporabljene pri avtomatizirani detekciji srčne ishemije [3]. V tem delu smo z vidika ključnih metrik karakterizirali časovne vrste vektorjev morfoloških in diagnostičnih značilk segmenta ST elektrokardiograma mednarodne referenčne podatkovne baze 24-urnih ambulantnih posnetkov Long-Term ST Database (krajše zbirke LTST DB), ki je nastala na podlagi mednarodnega sodelovanja v koordinaciji s strani Fakultete za računalništvo in informatiko v Ljubljani [4].

V naslednjem poglavju bomo uvodoma predstavili osnove elektrokardiografije in generiranja časovnih vrst diagnostičnih in morfoloških značilk iz osnovnih posnetkov elektrokardiogramov (EKG) ter predstavili vse podatkovne baze, ki so bile uporabljene pri našem delu. V drugem poglavju bomo še podrobno predstavili vse časovne vrste vektorjev, ki so predmet študije v sklopu te naloge. V nadaljevanju bomo predstavili metodologijo razvoja ključnih modulov grafičnega uporabniškega vmesnika za vizualizacijo uporabljenih časovnih vrst in ekspertnih oznak, ki nam je bil v veliko pomoč pri seznanitvi z vsemi podatki in problemskim prostorom. V četrtem poglavju bomo predstavili orodja, ki smo jih razvili in uporabljali v sklopu zadanih ciljev karakterizacije časovnih vrst. V zadnjih poglavjih bomo predstavili ključne rezultate karakterizacije slednjih časovnih vrst ter na podlagi relevantnih metrik ocenili moč predstavitve prehodnih sprememb segmenta ST z novimi časovnimi vrstami zbirke LTST DB v primerjavi s tradicionalno predstavitvijo prehodnih diagnostičnih sprememb segmenta ST, ki temelji na merjenju nivoja in nagiba segmenta ST v časovnem prostoru. V zaključku bomo povzeli uporabljene metode ter predstavili vse ključne rezultate navedene karakterizacije časovnih vrst, povzeli rezultate ocenjevanja njihove predstavitvene moči ter podali smernice za nadaljnje delo.



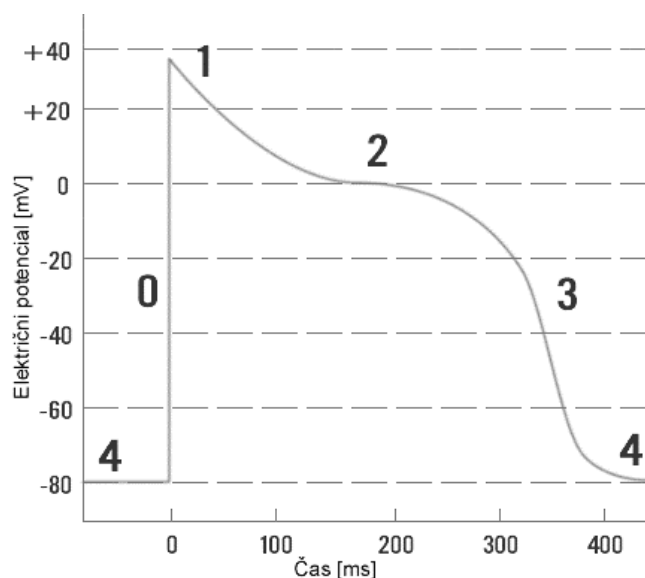
## Poglavje 2      **Pregled problematike ter uporabljene zbirke**

### **2.1    Ambulantni elektrokardiogrami**

Električna aktivnost predstavlja bistveno karakteristiko srca in povzroča krčenje srčne mišice (t.i. miokarda) ter posledično omogoča transport s kisikom redke krvi iz telesa v pljuča ter v obratni smeri za transport s kisikom obogatene krvi iz pljuč v telo. Motnje v električni aktivnosti srčne mišice so pogost indikator bolezni srca in ožilja, zato njihovo beleženje in preučevanje med drugim omogoča neintruzivno metodo diagnosticiranja infarkta srčne mišice, zaznavanja ishemije srčne mišice (motnje v prekrvavitvi, ki povzročijo odmiranje celic srčne mišice zaradi oslabiljene oskrbe s kisikom) ter motenj v ritmu in prevajanju. Napravi, s katero posnamemo elektrokardiogram (kratko EKG) - to je zabeležimo električne signale, ki jih v svojem ritmičnem delu ustvarja srčna mišica, imenujemo elektrokardiograf. Za potrebe razumevanja ambulantnih elektrokardiogramov, ki jih preučujemo v tem delu, moramo uvodoma predstaviti bistvene lastnosti srčnomišičnih celic (celic miokarda) ter njihov akcijski potencial.

V mirovnem stanju znaša razlika električnih potencialov v notranjosti in zunanosti srčnomišične celice približno  $-90\text{mV}$  (mirovni električni potencial celične membrane). Prenos kalijevih ( $\text{K}^+$ ), kalcijevih ( $\text{Ca}^{2+}$ ) in natrijevih ( $\text{Na}^+$ ) ionov skozi celično membrano omogočata pasivni mehanizem (difuzija zaradi razlik v koncentracijah ionov v notranjosti in zunanosti celice) in aktivni mehanizem (kalij-natrijeva pumpa), ki izmenjuje natrijeve ione v celici s kalijevimi ioni v zunanosti celice. Aktivni transport ni električno nevtralen, ker količinsko ni ekvivalenten za različne ione, namreč pri vnosu dveh kalijevih ionov v celico se sočasno iznesejo tri natrijevi ioni. Zaradi razmerja kalijevih in natrijevih ionov 2:3 se pri aktivnem transportu električni potencial membrane povečuje, če zanemarimo pasivno difuzijo ionov. V mirovnem stanju so celične membrane za natrijeve ione razmeroma neprepustne in prepustne za kalijeve ione; tako celična pumpa in pasivna difuzija v mirovnem stanju zagotavljata stabilni koncentracijski gradient. Akcijski potencial večine celic miokarda izkazuje tipične spremembe električnega potenciala celične membrane, ki nastanejo zaradi sprememb v prepustnosti kalijevih, natrijevih in kalcijevih ionov skozi celično membrano. Začne se z nenadnim in sunkovitim povečanjem prepustnosti celične membrane za natrijeve ione, ki zaradi relativno velike koncentracije v zunanosti celice prehajajo v notranjost. Zaradi hitrega vnosa natrijevih ionov v celico se nenadno spremeni električni potencial membrane (celica se depolarizira; to je

v fazi 0 na sliki 1), trenutek za tem pa se zmanjša prepustnost za natrijeve in kalijeve ione ter poveča za kalcijeve ione, kar povzroči ravno regijo v akcijskem potencialu (prične se počasna repolarizacija celice; faza 1 in 2 na sliki 1). V nadaljevanju se poveča prepustnost za kalijeve ione, kar omogoča hitrejši pretok le-teh iz celice in zmanjševanje električnega potenciala v prvotno mirovno stanje (celica se repolarizira; faze 2,3 in 4 na sliki 1).



Slika 1: Akcijski potencial srčnomišične celice.

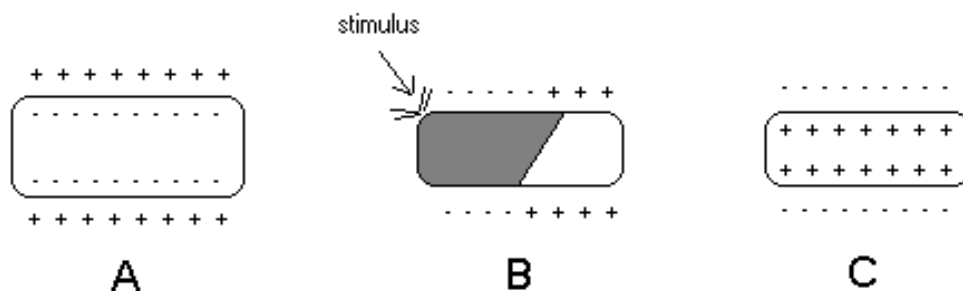
Za ritmično delovanje srca ima velik pomen svojevrstno specializirano celičje, ki poteka tik pod endokardijem. Navedene celice so po zgradbi podobne drugim mišičnim celicam v srcu, imajo pa svojevrstno funkcijo: prevajanje vzburjanja iz dveh vzbujevalnih centrov v samem srcu do preostalih srčnomišičnih celic. Prvi snop celic poteka od t.i. sinusnega vozla k mišičju obeh preddvorov, drugi snop celic pa vodi iz t.i. atrioventrikularnega vozla k mišičju prekatov. Celotno snopje navedenih prevodnih celic v srcu imenujemo srčno prevajalo.

Navedena vozla sta sestavljena iz množice avtomatičnih celic, pri katerih mirovno stanje ni stabilno zaradi postopnega zmanjševanja prepustnosti celic za kalijeve ione in posledično postopnega naraščanja električnega potenciala zaradi difuzije natrijevih ionov v celico. V trenutku, ko potencial membrane doseže vzdražnostni prag (približno -40mV za celice vozlov [1]), se celica samodejno depolarizira in aktivira sosednje neaktivirane celice. V sinusnem vozlu vznikajo pobude za krčenje srčne mišice, obenem pa sinusni vozal zaradi avtomatizma sestavnih celic določa ritem srčnega utripanja z razširjanjem impulza preko srčne mišice.

V skeletnih mišicah se akcijski potenciali pojavljajo asinhrono in na različnih mestih, zato vsota sprememb potenciala množice celic ni zaznavna na preprost način, v srčni mišici pa se celice depolarizirajo oziroma repolarizirajo pretežno sinhrono, kar omogoča relativno preprosto



zaznavanje posledičnih električnih sprememb. Z elektrokardiografom ni mogoče neposredno meriti električnega potenciala membrane intracelularno, temveč je pri tem bistvena meritev razlike napetosti na elektrodah, ki nastane kot posledica potujoče fronte depolarizacije oziroma repolarizacije srčnih celic. Za razumevanje zadostuje ogled depolarizacije traka sproščene srčne mišice kot odgovor na stimulus (slika 2). Električni potenciali srčnih celic v mirovnem stanju so negativni (slika 2/A), pri zunanjem stimulusu (vzdražnostni prag srčnomišičnih celic znaša približno  $-60\text{mV}$ ) pa se celice depolarizirajo (električni potenciali celičnih membran postanejo pozitivni). Celoten verižni proces povzroči fronto depolarizacije srčnomišičnih celic (slika 2/B), ki se na elektrodah elektrokardiografa manifestira kot pozitivna napetost, kadar se fronta širi v smeri od referenčne do merilne elektrode, oziroma kot negativna napetost, kadar se fronta depolarizacije širi v obratni smeri. *Elektrokardiogram predstavlja odvod vsote posameznih akcijskih potencialov celic srčne mišice izmerjenih na merilni površini telesa z elektrodami*, oziroma povprečno razširjanje fronte depolarizacije ali krčenja srčne mišice v smeri osi od referenčne proti merilni elektrodi. Srce sestavlja množica kompleksno prepletenih mišičnih trakov in živcev. V vsakem trenutku se v srcu razširja množica front v različnih smereh, na elektrodah pa merimo celotno električno aktivnost srca (t.i. trenutni vektor), kot je ta razvidna iz razlike napetostnih potencialov med merilnimi elektrodami.

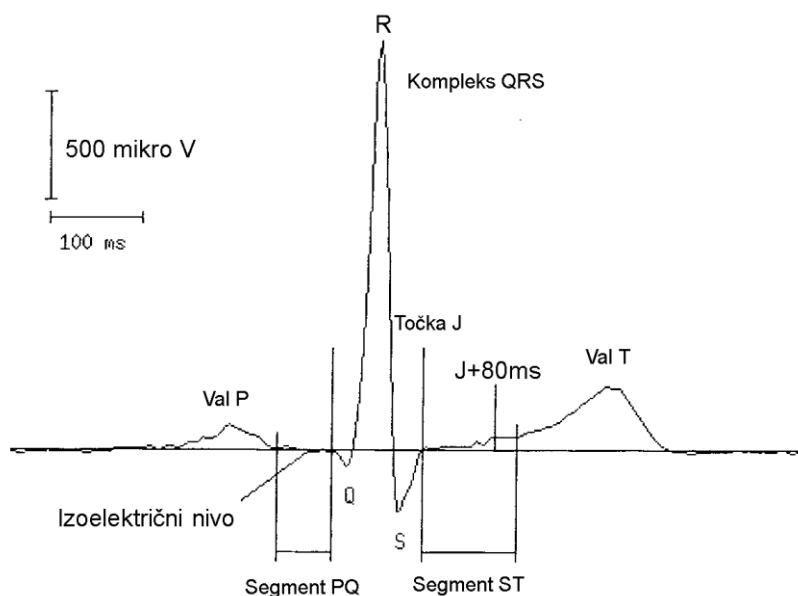


Slika 2: Razširjanje depolarizacije po množici mišičnih celic; A/ sproščena mišica (negativni mirovni električni potencial membran celic mišice), B/ razširjajoča fronta depolarizacije celic, C/ vse celice so depolarizirane (pozitivni električni potencial membran celic).

Vsekakor ni odveč omeniti še, da razširjanja fronte depolarizacije v smeri pravokotno na razporeditev merilne in referenčne elektrode (pravokotno na merilno os) ni mogoče zaznati, zato se v praksi uporablja ena od standardiziranih razporeditev elektrod, ki zadostuje za natančno diagnosticiranje delovanja srca. Ambulantni EKG ponavadi sestavlja več sledi (od dveh do dvanajst) difference napetostnih potencialov med elektrodami, ki so postavljene tako, da se ne glede na smer razširjanja depolarizacije pri vsakem srčnem utripu pojavi odklon na vsaj eni sledi. *Sledem EKG, oziroma projekcijam trenutnega električnega srčnega vektorja na os od referenčne do merilne elektrode (t.i. os odvoda) krajše pravimo odvodi.*

## 2.2 Normalen elektrokardiogram

Normalno delovanje srca v enem ciklu (ali utripu), oziroma razširjanje srčnega impulza po srčni mišici v času enega utripa srca, povzroči več karakterističnih odklonov na elektrokardiogramu (slika 3). Prvi odklon (val P) se pojavi zaradi depolarizacije srčnih preddvorov (atrijev), medtem ko se kompleks QRS (skupek odklonov Q, R in S) pojavi zaradi depolarizacije srčnih prekatov (ventrikulov). Val T predstavlja repolarizacijo srčnih prekatov in je pri normalnem EKG ponavadi iste polaritete kot povprečna komponenta kompleksa QRS [2]. Občasno so na elektrokardiogramu vidni tudi valovi U, ki so verjetno posledica repolarizacije posebnega dela srčnega prevajala (celice Purkinje) [1]. Segment PQ označuje interval, v katerem potuje srčni impulz od sinusnega vozla do prekatov preko posebnega dela srčnega prevajala. Navedeni segment je izoelektričen (brez zaznavne električne aktivnosti), namreč premajhna količina aktivnega tkiva v tem intervalu ne povzroči zaznavnega odklona na EKG. Interval QT (interval od začetka vala Q do konca vala T; na sliki 3 ni ločeno označen), predstavlja celoten čas od začetka depolarizacije do konca repolarizacije prekatov.



Slika 3: Normalen elektrokardiogram. Na sliki sta označena vala P in T, kompleks QRS, segment ST in PQ ter točki J in J+80ms.

*Segment ST na EKG označuje interval od konca kompleksa QRS do začetka vala T, razliko med amplitudo segmenta ST in amplitudo izoelektričnega nivoja pa imenujemo nivo segmenta ST.* Segment ST se pojavi v času med koncem depolarizacije in začetkom repolarizacije prekatov, ko se polariteta v prekatih ne spreminja in je večina celic prekatov v ravni fazi akcijskega potenciala (faza 2 na sliki 2). Pri ambulantnih EKG posebno pozornost posvečamo segmentu

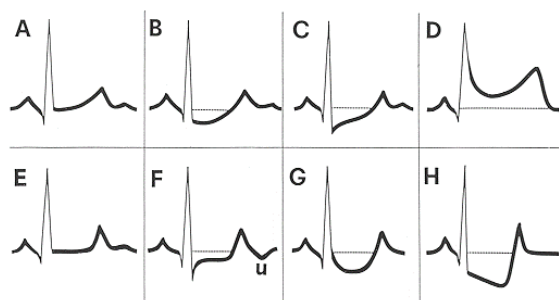
ST zaradi velikega diagnostičnega pomena, namreč izrazit odklon amplitude segmenta ST od izoelektričnega nivoja ponavadi indicira poškodbe srčnega tkiva ali bolezni srca kot so akutni infarkt srčne mišice, perikarditis, ventrikularna hipertropija, ishemijo srčne mišice in druge [2]. Točki stika med koncem kompleksa QRS in začetkom segmenta ST pravimo točka J. Obliki odklonov na EKG enega srčnega cikla pravimo morfologija srčnega utripa, obliki posameznih kompleksov pa morfologija specifičnega kompleksa.

### 2.3 Srčna ishemija in ishemične spremembe nivoja segmenta ST

*Srčna ishemija se pojavi kot posledica zmanjšane prekrvavitve dela srčne mišice* (pogosto zaradi deloma zamašene koronarne arterije), ki se lahko razvije v infarkt miokarda. Zelo pogosto srčno ishemijo spremljajo bolečine v prsih (poznane kot angina pectoris). Srčni infarkt je vzrok smrti v več kot polovici vseh primerov smrti zaradi bolezni srca, zato so v preteklosti veliko pozornosti posvetili razvoju avtomatiziranih detektorjev srčne ishemije, ki temeljijo na digitalni obdelavi dolgoročnih elektrokardiogramov [3]. Velike težave pri učinkoviti zaznavi dejanske srčne ishemije povzročajo pojavi, ki po naravi niso povezani z ishemijo, vendar se z vidika elektrokardiograma zelo malo razlikujejo od ishemičnih pojavov. Navedeni neishemični pojavi (npr. premiki srednje srčne osi ter spremembe prevodnosti elektrod ali srčne frekvence) lahko povzročijo izrazite odklone v nivoju segmenta ST od njegovega stacionarnega stanja, vendar ne nastanejo kot posledica klinično relevantnih fizioloških sprememb. Razlikovanje med njimi in ishemičnimi epizodami je največkrat možno le na podlagi opazovanja daljših elektrokardiogramov, v katerih so razvidni trendi sprememb nivoja in morfologije segmenta ST, zato je smiselno pred podrobnejšo analizo navedenih razlik preučiti še poglavitne razloge za potrebo po dolgoročnem opazovanju ambulantnih elektrokardiogramov ter karakteristična odstopanja normalnega elektrokardiograma od tistega, ki ga spremljajo ishemične epizode.

Obdobja trajanja srčne ishemije (to je v procesu odmiranja srčnomišičnih celic - t.i. ishemične epizode) se pojavljajo bodisi periodično bodisi sporadično ter s krajšimi ali daljšimi časovnimi presledki med njimi, v katerih je EKG ponavadi popolnoma normalen. Zato za diagnosticiranje ishemičnih epizod ne zadostujejo kratkoročni ambulantni EKG, kjer bi z veliko verjetnostjo zgrešili eno, več ali celo vse ishemične epizode. Nenazadnje iz kratkoročnih EKG niti niso razvidni karakteristični trendi sprememb, ki izkazujejo potek ishemije. Za ishemične epizode je karakteristična ravna (slika 4/F) oziroma padajoča (slika 4/H) depresija segmenta ST, lahko pa so odstopanja v segmentu ST tudi pozitivna (slika 4/D). Včasih so prisotni tudi neizraziti ali invertirani vali T ali pa se le-ti pričnejo naglo po koncu ploskega segmenta ST (slika 4/E). Naraščajoča depresija segmenta ST (sliki 4/B in 4/C) prav tako lahko indicira prisotnost ishemije, vendar redkeje. Nekatera odstopanja nivoja segmenta ST, ki so značilna za prisotnost

ishemije, so lahko prav tako prisotna v normalnih EKG kot posledica neishemičnih pojavov kot so počasno nihanje nivoja segmenta ST, naključni premiki srednje električne srčne osi (lahko kot posledica naključnega premika srca v prsnem košu), vpliv zdravil, sprememba srčne frekvenca, srčni infarkti v preteklosti ali spremembe v prevajanju. Izrazite prehodne spremembe nivoja segmenta ST (ang. transient ST change episode), pri katerih je odstopanje nivoja segmenta ST od izoelektričnega nivoja večje od predhodno določenega praga in to odstopanje traja 30s ali več, delimo na ishemične (ang. ischemic ST change episode), kadar so posledica dejanske srčne ishemije, in neishemične (ang. non-ischemic ST change episode), kadar niso povezane z ishemijo. Podrobno definicijo ishemičnih epizod najdemo v literaturi [4] in [5].



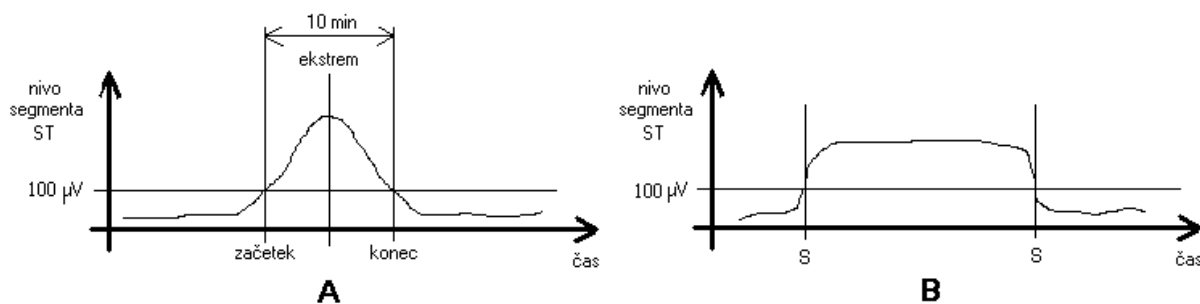
Slika 4: Elektrokardiogram pri normalnem segmentu ST (A) ter primeri sprememb nivoja segmenta ST (B-H). Pri tem vsa odstopanja nivoja segmenta ST niso indikator srčne ishemije.

Ishemične epizode v vse večji meri in z veliko zanesljivostjo zaznavamo s pomočjo opazovanja dolgoročnih trendov nivoja segmenta ST, pri katerih se karakteristični vzorci poteka nivoja segmenta ST pri ishemičnih epizodah bistveno razlikujejo od vzorcev, ki ne nastanejo kot posledica srčne ishemije. Eden izmed razlogov za uporabo trendov namesto surovih posnetkov predstavlja velika količina surovih podatkov (kot primer vzemimo 24-urni elektrokardiogram, ki pri vzorčenju s frekvenco 250 Hz za vsak odvod vsebuje kar 21.600.000 vzorcev), zato poskušamo iz dosegljivih podatkov izluščiti le potrebno informacijo, ki je relevantna za dani problem. V primeru ročne obdelave si niti ni možno predstavljati, da bi bilo zdravstveno osebje sposobno v doglednem času previdno pregledati celoten elektrokardiogram, temveč jim je pri tem v veliko pomoč vizualizacija trendov raznovrstnih ključnih lastnosti elektrokardiograma (npr. trenutna srčna frekvenca, nivo in nagib segmenta ST, značilke morfologije posameznih kompleksov, srednji srčni vektor, itd.), in sicer v daljšem časovnem obdobje za vsak posamezni srčni utrip ali prevzorčene na nižjo frekvenco (npr. 0,5 Hz).

Proces pridobivanja navedenih trendov imenujemo dinamična elektrokardiografija [2], kjer zadostuje šele večurno ali celodnevno neprekinjeno merjenje in beleženje napetosti ene ali več elektrod s prenosnim snemalnikom na kasete ali digitalne medije (digitalno ali analogno beleženje z uporabo t.i. Holter monitorja). Za primer vzemimo le trend nivoja segmenta ST,

kjer posebna oprema že predhodno ali sproti obdela posnete podatke z večkratno hitrostjo in predstavi nivo segmenta ST za vse utripe kot vektor vrednosti ali napetosti, katerega imenujemo trend oziroma časovno vrsto nivoja segmenta ST.

Na levi strani slike 5 (5/A) je simbolično prikazan primer značilnega poteka nivoja segmenta ST ob ishemični epizodi – prične se, ko nivo segmenta ST doseže predhodno določen prag (v navedenem primeru je navedeni prag  $100\ \mu\text{V}$ ), v nekem trenutku doseže vrhunec in se konča, ko se nivo segmenta ST znova zniža pod naveden prag. Potek nivoja od začetka do konca ima pri ishemičnih epizodah karakteristično trikotno obliko. Pri tem ni odveč še omeniti, da so lahko spremembe nivoja segmenta ST tako pozitivne kot negativne. Na desni strani slike 5 (5/B) je simbolično prikazan primer trenda pri dveh zaporednih premikih srednje električne srčne osi, ki sta na sliki označena s črko »S«. Nivo segmenta ST se izrazito spremeni pri obeh premikih, vendar so pri tem značilne hitre spremembe, ki se opazno razlikujejo od tistih, ki se pojavijo pri tipičnih ishemičnih epizodah. Tovrstno razlikovanje med premikom srednje električne srčne osi in ishemično epizodo bi bilo le z uporabo osnovnih sledi elektrokardiograma zelo težavno.



Slika 5: Simboličen prikaz značilnega poteka nivoja segmenta ST pri izrazitih ST ishemičnih epizodah (A) ter značilnega poteka pri dveh zaporednih naključnih premikih srednje električne srčne osi (B), ki prav tako povzročita izrazite spremembe nivoja segmenta ST.

V tem razdelku še omenimo, da odkrivanje ishemičnih epizod in diagnosticiranje srčne ishemije samo z neposredno uporabo kratkoročnih ambulantnih elektrokardiogramov ni mogoče, kajti:

- pri manjšem številu srčnih utripov niso vsa odstopanja od normalnega elektrokardiograma indikator srčne ishemije,
- ishemične epizode se pojavljajo neregularno in obstaja možnost, da krajši čas beleženja ne zajame niti ene, medtem ko je elektrokardiogram med epizodami normalen,
- ishemične epizode so inherentno vidne šele po daljšem opazovanju (kot prikazuje primer na sliki 5/A), ker so spremembe počasne (ne trenutne kot pri premikih srčne osi).

V tem poglavju smo se sicer omejili le na kratko predstavitev dolgoročne časovne vrste nivoja segmenta ST, ki služi kot diagnostično orodje za zaznavanje ishemičnih epizod, vendar bomo v nadaljevanju opisali tudi druge časovne vrste, ki pravzaprav tako z vidika ročne ali nadaljnje avtomatizirane analize povečajo informativno vrednost ambulantnih elektrokardiogramov. Obsežnejša razlaga vzrokov za odklon nivoja segmenta ST ter fizioloških pojavov ob nastopu srčne ishemije bi presegala okvirje tega besedila in jo zainteresiran bralec najde v literaturi [3], informacije o diagnosticiranju bolezni na podlagi ambulantnih elektrokardiogramov pa so na voljo tudi v [1], [2] in [6].

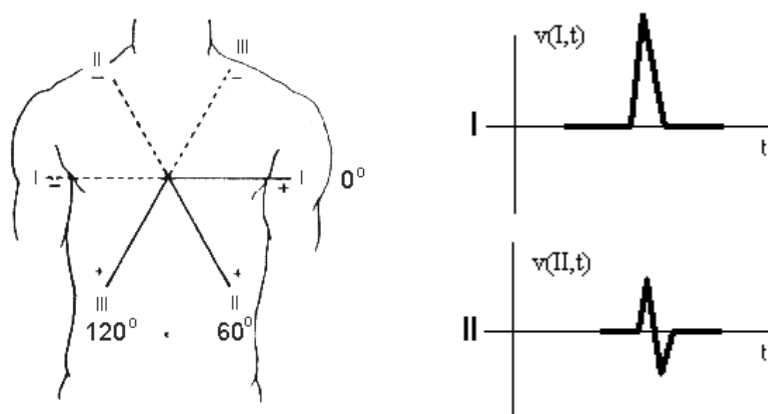
## **2.4 Uporaba časovnih vrst diagnostičnih in morfoloških značilk na primeru zaznavanja naključnih premikov srednje električne srčne osi**

Za potrebe odkrivanja ishemičnih epizod in diagnosticiranja srčne ishemije se največkrat pravzaprav uporablja več različnih trendov oziroma časovnih vrst, ki le skupno omogočajo robustno razlikovanje med pravimi ishemičnimi epizodami ter drugimi pojavi, ki prav tako lahko povzročijo izrazite spremembe nivoja segmenta ST. Navedeno dejstvo je najlažje demonstrirati na vzorčnem primeru, ko so v elektrokardiogramu prisotne izrazite spremembe nivoja segmenta ST zaradi povsem normalnih in neškodljivih premikov srednje srčne osi, katere pa je možno razlikovati od ishemičnih epizod na podlagi množice dodatnih časovnih vrst t.i. diagnostičnih in morfoloških značilk.

Kot že omenjeno, ambulantni elektrokardiogram zajema enega ali več odvodov, ki ponazarjajo celotno električno aktivnost srca glede na potek trenutnega električnega srčnega vektorja  $v(t)$ . Vektor opišemo z velikostjo in smerjo, na površini telesa pa z elektrokardiografom izmerimo le projekcije trenutnega srčnega vektorja  $v(i,t)$  v času  $t$  na  $i$ -to os (signal  $v(i,t)$  imenujemo  $i$ -ti odvod elektrokardiograma), ki je odvisna od postavitve merilnih elektrod. Povprečju odvoda  $v(t)$  čez celoten srčni cikel (od začetka vala P do konca vala T) pravimo srednji električni srčni vektor. V praksi se največkrat omejimo le na del srčnega cikla in pri tem največkrat govorimo o naslednjih srednjih električnih srčnih vektorjih:

- vektor P (vektor za depolarizacijo preddvorov),
- vektor QRS (vektor za depolarizacijo prekatov) in
- vektorja ST in T (vektorja za repolarizacijo prekatov).

Vzemimo za primer takšno postavitev merilnih elektrod, da bodo osi orientirane kot je prikazano na levi strani slike 6. Predpostavimo, da smo na elektrodah I in II izmerili kompleksa QRS kot sta prikazana na desni strani slike 6. Takšna postavitev elektrod zadošča, da določimo projekcijo srednjega električnega srčnega vektorja (na desni slike 6 je prikazana projekcija za vektor QRS) na čelno (vertikalno) ravnino, katero določajo prikazane osi; Navedene postavitve elektrod pa ne zadoščajo za določitev smeri vektorja v tridimenzionalnem prostoru (namreč vsi tri osi niso medsebojno ortogonalne in tako ne določajo tridimenzionalnega prostora), temveč to omogoča kvečjemu drugačna postavitev merilnih elektrod z medsebojno ortogonalnimi osmi.



Slika 6: Določitev smeri projekcije srednjega električnega srčnega vektorja QRS na čelno (vertikalno) ravnino z uporabo dveh odvodov elektrokardiograma pri standardni priključitvi merilnih elektrod na okončine; odvode označimo z I (+ na levi roki, - na desni roki), II (+ na levi nogi, - na desni roki) in III (+ na desni nogi in - na levi roki).

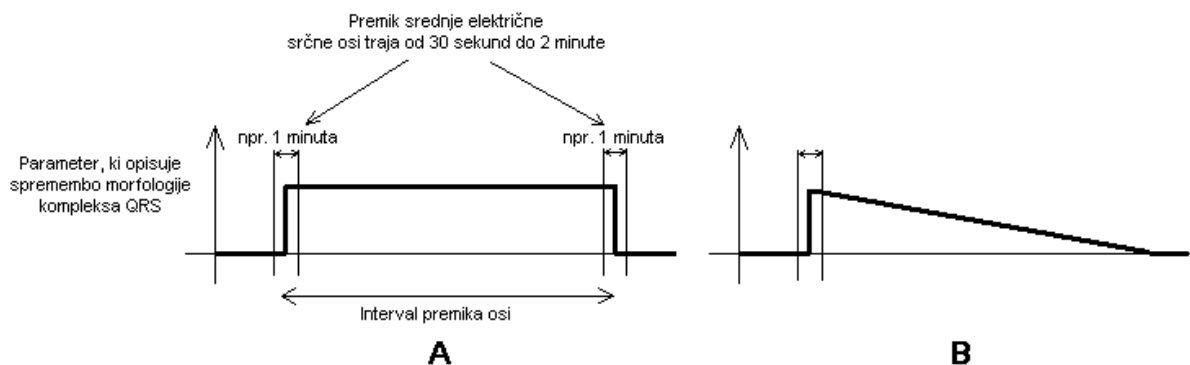
Projekcijo srednjega vektorja QRS na os  $i$  izračunamo kot integral  $v(i,t)$  preko kompleksa QRS in jo označimo z  $V(i,t)$  (2.1).

$$V(i, t) = \frac{1}{\Delta t} \int_{\text{celoten kompleks}} v(i, t) \quad (2.1)$$

Za primer na sliki 6 je  $V(II,t)=0$ , zato vemo, da je srednji srčni vektor QRS pravokoten na os II (usmerjen je v smeri  $150^\circ$  ali  $-30^\circ$ ).  $V(I,t)$  ima pozitivno vrednost, zato je srednji srčni vektor QRS usmerjen od centra osi proti pozitivnemu polu (to je proti polu v smeri  $60^\circ$ ). Na ta način določena smer projekcije srednjega vektorja QRS na vertikalno ravnino lahko pri zdravi osebi zavzame vrednost z intervala od  $-30^\circ$  vse do  $+110^\circ$ . Z uporabo primerno razporejenih merilnih elektrod je možno na podlagi elektrokardiograma določiti projekcijo srednjega električnega srčnega vektorja tudi v horizontalni ravnini in celo v tridimenzionalnem prostoru, vendar za praktične namene ponavadi zadostuje meritev v vertikalni ravnini. V splošnem projekcijo srednjega električnega srčnega vektorja v prostor (ali na ravnino) imenujemo srednja električna

srčna os. Pri tem ni odveč omeniti, da zelo natančno določanje srednjega srčnega vektorja v praksi ni mogoče, namreč prevodnosti posameznih elektrod se razlikujejo in elektrokardiogrami iz znanih razlogov niso idealni (šum, motnje, postavitve elektrod, itd.). Načeloma navedena metoda služi predvsem za predstavitev koncepta ter za grobo ocenjevanje smeri srednjega vektorja QRS. V praksi se največkrat uporablja srednji srčni vektor za kompleks QRS, ker ga ni težko določiti in ker dejansko predstavlja večinski del srednjega srčnega vektorja.

Naključne spremembe lege telesa in posledično lege srca v prsnem košu vplivajo na smer srednje električne srčne osi. Tovrstne spremembe niso opazne samo v vektorju QRS, temveč lahko izrazito vplivajo tudi na spremembo nivoja segmenta ST. Karakteristike premikov srednje električne srčne osi so nenadne stopničaste spremembe v parametrih, ki opisujejo kompleks QRS (morfološke značilke kompleksa QRS, srednja električna srčna os za kompleks QRS, amplituda vala R, itd.) ter morebitne izrazite stopničaste spremembe nivoja segmenta ST, ki so stabilne pred in po premiku. Premik osi karakteriziramo kot dogodek, ki traja nekje od 30 sekund do 2 minute (slika 7/A) ali kot posledica počasnega vračanja v stacionarno stanje (slika 7/B). Zaznavanje premikov srednje srčne osi je tako zasnovano na analizi parametrov, ki opisujejo morfologijo kompleksa QRS, in sicer je tovrsten premik prisoten, ko je v njih prisotna stopničasta sprememba in se navedeni parametri ne spreminjajo pred in po premiku osi.



Slika 7: Interval premika srednje srčne osi je določen s časom od premika srednje srčne osi do naslednjega premika (A) ali do časa, ko se parameter počasi vrne v permanentno stanje (B).

Pri tem razlikujemo med premiki srednje električne srčne osi, ki bodisi imajo bodisi nimajo izrazitega vpliva na nivo segmenta ST. Naključne premike, ki nimajo izrazitega vpliva na nivo segmenta ST, lahko zanemarimo, ker ne povzročajo težav pri zaznavi ishemičnih epizod. V primeru, da premik osi povzroči tudi signifikantno stopničasto spremembo v nivoju segmenta ST tvori zaporedje dveh premikov prehodno neishemično epizodo nivoja segmenta ST (takšen primer je prikazan na sliki 5/B). Za razliko od navedenih premikov srednje srčne osi pa se med



prehodnimi ishemičnimi epizodami tiste značilke, ki opisujejo kompleks QRS, ne spreminjajo signifikantno, medtem ko se nivo segmenta ST spreminja počasi in zvezno, tako da tvori njegov trend karakteristično trikotno obliko (takšen primer je prikazan na sliki 5/A).

Z vidika nivoja segmenta ST so signifikantni tisti premiki srednje električne srčne osi (t.i. ST-signifikantni premiki osi), ki povzročijo znatno absolutno spremembo v nivoju segmenta ST ( $>50 \mu\text{V}$ ) v kateremkoli odvodu in se pri tem nivo segmenta ST pred in po premiku dlje časa ne spreminja. Interval premika osi predstavlja čas od premika osi, ki povzroči odstopanje srednjega električnega srčnega vektorja od stacionarnega stanja, do vrnitve v prejšnje stanje (slika 7). Intervale, ki se pričnejo in končajo s signifikantnimi premiki osi v skladu z zgornjo definicijo, uvrščamo med prehodne spremembe nivoja segmenta ST, ki tvorijo epizodo. Z namenom razlikovanja med pravimi ishemičnimi epizodami in neishemičnimi epizodami določimo še naslednje ustaljene definicije [3]:

- i. Prehodna sprememba nivoja segmenta ST je neishemična, kadar je ob začetku in/ali na koncu epizode prisoten izrazit premik srednje srčne osi in absolutno odstopanje nivoja segmenta ST ne presega  $300 \mu\text{V}$ ; večja odstopanja so praviloma znak srčne ishemije.
- ii. Prehodno spremembo nivoja segmenta ST, ki ne zadovoljuje vsem zgornjim pogojem za neishemično epizodo, označimo za ishemično.

Načeloma bi bilo možno omejeno razlikovati med ishemičnimi in neishemičnimi epizodami le z uporabo časovne vrste nivoja segmenta ST, vendar ne smemo pozabiti, da slednja časovna vrsta vsebuje le informacijo o nivoju v eni merilni točki ( $J+80(60) \text{ ms}$ ) za vsak posamezni srčni utrip. Vendar se v okviru odkrivanja ishemičnih epizod na podlagi elektrokardiogramov ni dobro omejiti le na eno-točkovno meritev nivoja segmenta ST, temveč je smiselno izpeljati in uporabiti dodatne časovne vrste značilk, ki za vsak posamezni srčni utrip vsebujejo več informacije o morfologiji kompleksov, in sicer v tem kontekstu še posebno v smislu spremembe morfologije segmenta ST (npr. njegovega nivoja, nagiba in ukrivljanja).

## 2.5 Časovne vrste diagnostičnih značilk elektrokardiograma

Za osnovno karakterizacijo prehodnih sprememb nivoja segmenta ST in razlikovanje med ishemičnimi in neishemičnimi epizodami smo v zgornjih razdelkih zaenkrat iz osnovnih posnetkov za vsak posamezni odvod izpeljali le eno diagnostično značilko (nivo segmenta ST) ter eno morfološko značilko (projekcija srednjega električnega srčnega vektorja na os odvoda). V osnovi vse izpeljane časovne vrste diagnostičnih in morfoloških značilk izhajajo iz posnetkov enega ali več odvodov elektrokardiograma (imenujmo jih osnovni signali). Za potrebe nadaljnje

digitalne obdelave posnetke odvodov predhodno filtriramo ter vzorčimo z 12-bitnim A/D pretvornikom (napetostni obseg je od -10mV do +10mV) pri vzorčevalni frekvenci 250 Hz; pri tem označimo k-ti vzorec v i-tem odvodu z  $v(i,k)$ . Navedeni podatki sicer vsebujejo vso informacijo o vzorčenem signalu (če zanemarimo izgube zaradi neidealnosti pri vzorčenju), vendar le-ta ni predstavljena v pregledni, lahko razumljivi in kompaktni obliki, da bi bila primerna za nadaljnjo obdelavo s strani človeka ali klasifikacijskih algoritmov. V okviru odkrivanja ishemičnih epizod je zato smiselno iz osnovnih signalov  $v(i,k)$  izluščiti čim več podatkov, ki so relevantni za dani problem, in jih predstaviti v obliki časovnih vrst značilk.

Pri tem začnemo z označevanjem časovne stabilne referenčne točke na vseh posameznih utripih elektrokardiograma. Za referenčno točko je ponavadi izbran čas maksimalnega prvega odvoda  $v'(k,t)$  v srčnem ciklu, katero zazna obstoječ algoritem Aristotle [7]; slednjo točko imenujemo FP (ang. fiducial point) in jo za j-ti utrip v i-tem odvodu označimo kot  $t(i,j)$ . Po dodatni predhodni obdelavi posnetkov (filtriranje, izločanje šumnatih utripov, izračun povprečnih utripov, itd.) lahko izračunamo (ali izmerimo) diagnostične značilke, ki so navedene v tabeli 1.

Naziv značilke	Oznaka značilke	Enačba
čas od točke meritve amplitude absolutnega nivoja izoelektričnega segmenta do točke FP	$t_{ISO}(i,j)$	/
čas od točke FP do začetka kompleksa QRS	$t_{QRS}(i,j)$	/
čas od točke FP do začetka segmenta ST	$t_{ST}(i,j)$	/
čas od točke FP do točke J	$t_J(i,j)$	/
absolutna amplituda izoelektričnega segmenta	$isolev(i,j)$	(2.2)
absolutna amplituda segmenta ST v točki J+T ms	$stamp_T(i,j)$	(2.3)
absolutna amplituda segmenta ST v točki J+80(60) ms <sup>1</sup>	$stamp_{80(60)}(i,j)$	(2.4)
nivo segmenta ST v točki J+80(60) ms	$stlev(i,j)$	(2.5)
nagib segmenta ST	$stslope(i,j)$	(2.6)
trenutna srčna frekvenca <sup>2</sup>	$HR(j)$	(2.7)

Tabela 1: Osnovne diagnostične značilke srčnih utripov elektrokardiograma v i-tem odvodu.

Srčna frekvenca $HR(j)$ [utripov/minuto]	Čas vzorčenja $stamp_{80(60)}(i,j)$
$\leq 100$	$t_J(i,j) + 80\text{ms}$ ( $T=80\text{ms}$ )
$> 100$ in $\leq 110$	$t_J(i,j) + 72\text{ms}$ ( $T=72\text{ms}$ )
$> 110$ in $\leq 120$	$t_J(i,j) + 64\text{ms}$ ( $T=64\text{ms}$ )
$> 120$	$t_J(i,j) + 60\text{ms}$ ( $T=60\text{ms}$ )

Tabela 2: Čas vzorčenja amplitude segmenta ST (2.4) v odvisnosti od srčne frekvence.

<sup>1</sup> Meritve nivoja segmenta ST so opravljene v točki na intervalu med  $t_J(i,j) + 60\text{ms}$  in  $t_J(i,j) + 80\text{ms}$ , in sicer v odvisnosti od trenutne srčne frekvence  $HR(j)$  v skladu s pravilom v tabeli 2 [8].

<sup>2</sup> Srčna frekvenca se določi glede na signal enega odvoda ali kot povprečje obeh odvodov, kjer z M označimo število sosednjih utripov, ki je vključenih v izračun povprečne srčne frekvence.

$$isolev(i, j) = v(i, t(i, j) + t_{ISO}(i, j)) \quad (2.2)$$

$$stamp_T(i, j) = v(i, t(i, j) + t_j(i, j) + T) \quad (2.3)$$

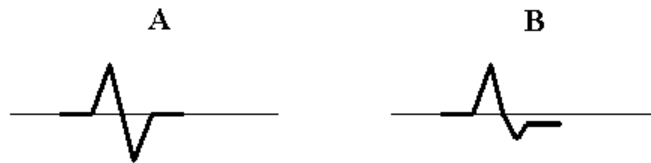
$$stamp_{80(60)}(i, j) = v(i, t(i, j) + t_j(i, j) + T); (T \text{ je v tabeli 2}) \quad (2.4)$$

$$stlev(i, j) = stamp_{80(60)}(i, j) - isolev(i, j) \quad (2.5)$$

$$\begin{aligned} stlope(i, j) &= stamp_{80(60)}(i, j) - stamp_{20}(i, j) \\ &= stlev(i, j) - stlev_{20}(i, j); \text{ pri tem je} \\ stlev_{20}(i, j) &= stamp_{20}(i, j) - isolev(i, j) \end{aligned} \quad (2.6)$$

$$HR(j) = \frac{1}{\frac{1}{M} \sum_{k=1}^M (t(0, j - k + 1) - t(0, j - k))} 60[\text{utripov}/\text{minuto}] \quad (2.7)$$

Navedene diagnostične značilke ambulantnih EKG ne vsebujejo informacije o morfologiji posameznih srčnih utripov, medem ko projekcije srednjega vektorja QRS (2.1) tovrstno informacijo vsebujejo. Ne glede na to navedimo primer, ko projekcija vektorja QRS ne zadostuje za razlikovanje dveh različnih utripov, ki sta prikazana na sliki 8. Po enačbi (2.1) je integral (za diskretni signal je to vsota vzorcev  $t(i, k)$  preko kompleksa QRS) enak 0.



Slika 8: Za dva različna srčna utripa je projekcija srednjega električnega srčnega vektorja enaka.

Že na podlagi zgornje slike je povsem razvidno, da lahko premajhen ali neustrezen nabor elementarnih diagnostičnih in morfoloških značilk bistveno vpliva na zmožnost ročnega ali samodejnega odkrivanja ishemičnih epizod in diagnosticiranje srčne ishemije. Na eni strani osnovni posnetek zajema preveč podatkov, je nepregleden in ne gre pričakovati, da bi bilo usposobljeno medicinsko osebje zmožno ali voljno v doglednem času ustrezno pregledati daljše posnetke vključno z ročnim ocenjevanjem prehodnih sprememb nivoja segmenta ST. Na drugi strani je pri uporabi katerihkoli časovnih vrst diagnostičnih in morfoloških značilk segmenta ST elektrokardiograma bistveno, da je v njih zajeto čim več klinično relevantnih podatkov za potrebe ročne ali samodejne diagnostike specifičnih ishemičnih pojavov (prehodnih ishemičnih epizod segmenta ST) z visoko specifičnostjo in selektivnostjo.

## 2.6 Transformacija Karhunen-Loève, bazne funkcije, pridobljene na osnovi zbirke ESC DB, ter časovne vrste vektorjev morfoloških značilnik transformacije KLT kompleksa QRS in segmenta ST

Morfologijo srčnih utripov lahko predstavimo v alternativnem prostoru kot je t.i. Karhunen-Loève (KL) prostor. Diskretna transformacija Karhunena in Loève (krajše transformacija KLT) je linearna preslikava iz  $M$  dimenzionalnega vzorčnega prostora (npr. vzorčenje segmenta ST elektrokardiograma z  $M$  diskretnimi vzorci) v  $M$  dimenzionalni prostor značilnik, kjer so bazni vektorji novega prostora lastni vektorji kovariančne matrike vzorčnih vektorjev  $\{x\}$  (pri tem je transformacija KLT odvisna od t.i. učne množice  $\{x\}$ ). Predpostavimo, da imamo zadosti veliko reprezentativno množico  $\{x\}$  vzorčnih vektorjev dimenzije  $M$  (»učna« množica); potem želimo določiti optimalno ortogonalno bazo za predstavitev slednje množice (optimalna je v smislu najmanjše možne pričakovane srednje kvadratične napake pri aproksimaciji vzorca z manjšim številom prvih »najmočnejših« koeficientov). Vsak izmed vzorčnih vektorjev  $x_i = (x_1, x_2, \dots, x_M)^T$  pripada enemu izmed  $L$  možnih razredov  $\{\omega_i, i=1,2,\dots,L\}$ . Kovariančno matriko  $R$  za dano množico določimo po enačbi (2.8), če poznamo verjetnost pripadnosti vzorčnega vektorja v posameznem razredu  $p(\omega_i)$  in srednjo vrednost vseh vzorčnih vektorjev  $m$ .

$$R = \sum_{i=1}^L p(\omega_i) E\{(x_i - m)(x_i - m)^T\} \quad (2.8)$$

Za kovariančno matriko  $R$  določimo  $M$  lastnih vrednosti in  $M$  lastnih vektorjev, ki tvorijo bazne vektorje novega prostora. Lastne vektorje lahko zapišemo v matrični obliki  $U = (U_1, U_2, \dots, U_M)$ , ki so urejeni po padajoči vrednosti pripadajoče lastne vrednosti. Transformacijski par za vektor  $x_i$  in za njegove koeficiente  $c_i$  v prostoru KL predstavljata enačbi (2.9) in (2.10). Komponente tako dobljenega vektorja koeficientov (2.10) imenujemo koeficiente transformacije KLT.

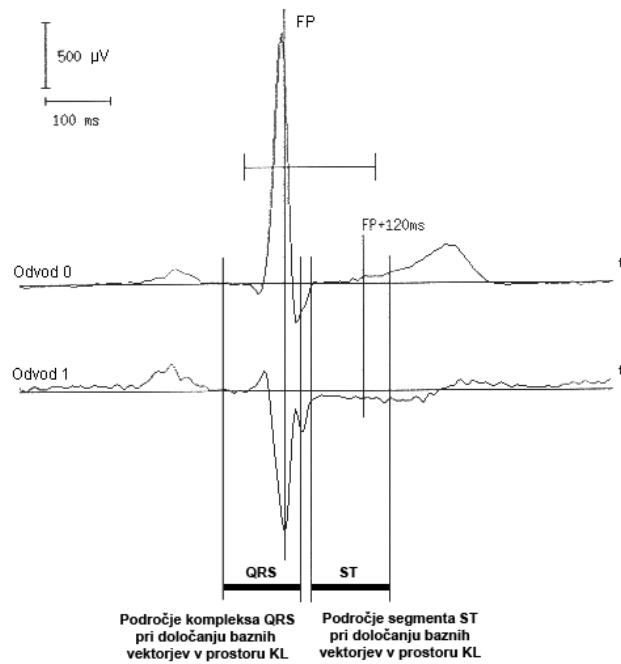
$$x_i = U c_i = \sum_{k=1}^M c_{ik} U_k \quad (2.9)$$

$$c_i = U^T x_i = \sum_{k=1}^M x_{ik} U_k^T \quad (2.10)$$

Z razporeditvijo lastnih vektorjev po padajočih lastnih vrednosti dobimo koordinatni sistem v prostoru KL, v katerem začetni koeficienti vsebujejo največ informacije o naključnih vektorjih iz množice  $\{x\}$ . Vektor  $x_i$  lahko aproksimiramo po enačbi (2.11), če uporabimo le prvih  $N$  koeficientov vektorja v prostoru KL, kjer je  $N$  minimalno število baznih vektorjev  $y_i$ , tako da pri obratni transformaciji pričakovana srednja kvadratična napaka ne preseže dane vrednosti.

$$\hat{x}_{(N)i} = f(Uc_i) = \sum_{k=1}^N c_{ik} U_k; N < M \quad (2.11)$$

Za učinkovito predstavitev ambulantnih elektrokardiogramov s časovnimi vrstami koeficientov transformacije KLT določimo optimalno število  $N$  na osnovi empirične študije, ki je odvisna od učne množice  $\{x_i\}$  [3]. Pri kovariančni matriki  $R$ , ki je pridobljena z uporabo srčnih utripov v zbirki European ST-T Database (ESC DB) [9], najboljše razlikovanje normalnih in deviantnih vzorcev v prostoru KL dosežemo pri  $N=5$ . Za praktične namene se pri predstavitvi morfologije srčnih utripov največkrat uporablja ločena predstavitev kompleksa QRS in segmenta ST z njunim pripadajočim vektorjem koeficientov KLT. Pri izračunu kovariančne matrike  $R_{QRS}$  za kompleks QRS uporabimo reprezentativno množico vzorčnih vektorjev od časa FP-96ms do FP+24ms, medtem ko za izračun kovariančne matrike  $R_{ST}$  za segment ST vzamemo množico vzorčnih vektorjev segmenta ST od časa FP+40ms do FP+160ms [3] (na sliki 9 so prikazani intervali vzorcev, ki so uporabljeni pri transformaciji KLT z uporabo zbirke ESC DB).

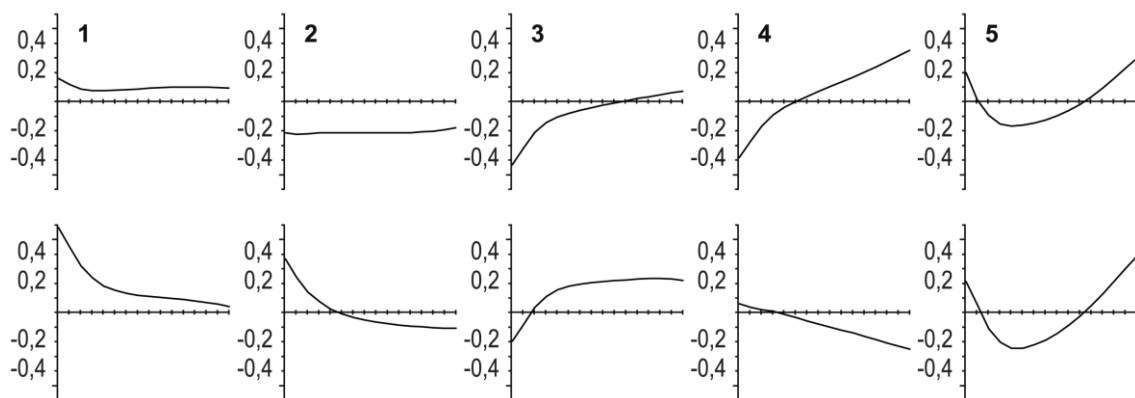


Slika 9: Področje kompleksa QRS in segmenta ST, ki je uporabljen pri določanju baznih vektorjev transformacije KLT (ločeno za kompleks QRS in segment ST).

Vzorčne vektorje določimo kot drseče povprečje pravih in nešumnatih utripov, katere razporedimo v razrede glede na posnetek ter glede na to, ali vzorčni vektor pripada intervalu izrazite prehodne spremembe ali ne. Bazne vektorje prostora KL za kompleks QRS,  $U_{QRSi}$ , ter za segment ST,  $U_{STi}$ , določimo z izračunom lastnih vrednosti pripadajočih kovariančnih matrik. Na učinkovitost predstavitve vzorčnih vektorjev v prostoru KL vpliva natančnost postavitve

točke FP ter srčna frekvenca, vendar na natančnost postavitve točke FP lahko vplivamo z nadzorovanjem kvalitete samodejnega določanja točke FP. Posebno težavo povzroča srčna frekvenca, ki neposredno spreminja dolžino kompleksa QRS oziroma segmenta ST, zato fiksna določitev navedenih intervalov za izračun vzorčnih vektorjev ni najboljša; za učinkovitejšo določitev bi lahko prevzorčili vzorčne vektorje v odvisnosti od trenutne srčne frekvence.

Ni odveč omeniti, da sta bili obe kovariančni matriki izračunani z uporabo reprezentativnih vektorjev  $\{x\}$ , kjer je vsak vektor združen iz vzorcev iz obeh odvodov odvoda ( $M'=2M$ ), tako da vse bazne funkcije pokrivajo oba odvoda in je tako za vsak srčni utrip segment ST v obeh odvodih elektrokardiograma v slednjem prostoru KL predstavljen z enim vektorjem petih koeficientov (enako velja za kompleks QRS). Na sliki 10 so prikazane le bazne funkcije transformacije KLT za segment ST (prvih 5 v padajočem vrstnem redu magnitude pripadajočih lastnih vrednosti), ki so bile pridobljene na zbirki ESC DB za segment ST obeh odvodov med  $F+40\text{ms}$  do  $F+160\text{ms}$  ( $2 \times 120\text{ms}$ ; prevzorčeno na  $2 \times 16$  vzorcev) [16].



Slika 10: Bazne funkcije (vektorji) transformacije KLT za segment ST, ki so bile pridobljene na podlagi zbirke ESC DB (bazne funkcije pokrivajo oba odvoda elektrokardiograma).

V  $M$  dimenzionalnem KL prostoru lahko določimo kvadrat Mahalanobisove razdalje med točkama  $x$  in  $y$  kot (2.12), če z  $R^{-1}$  označimo inverz kovariančne matrike reprezentativnih vzorcev za navedeni prostor KL. Mahalanobisovo razdaljo prvega reda (2.13) imenujemo funkcije razdalje v prostoru KL. Pri izračunu upoštevamo inverz kovariančne matrike, zato je funkcija razdalje odvisna od statističnih lastnosti vzorčnih vektorjev.

$$d^2(x, y) = (x - y)^T R^{-1} (x - y) \quad (2.12)$$

$$d(x, y) = \sqrt{d^2(x, y)} \quad (2.13)$$

Računanje razdalje med dvema točkama lahko poenostavimo, če vsak  $k$ -ti koeficient normaliziramo glede na njihovo standardno deviacijo, oziroma jih delimo z njeno standardno

deviacijo kot izhaja iz enačbe (2.14). V tako modificiranem prostoru KL velja  $R=R^{-1}=I$ , zato ima enačba za izračun Mahalanobisove razdalje (2.13) kar obliko Evklidove razdalje (2.15), ki jo lahko izračunamo tudi z uporabo manjšega števila koeficientov (če je  $N < M$ ).

$$x'_k = \frac{x_k}{\delta(x_k)} \quad (2.14)$$

$$d_{(N)}(x', y') = \sqrt{(x' - y')^T (x' - y')} = \sqrt{\sum_{k=1}^N (x'_k - y'_k)^2}; N \leq M \quad (2.15)$$

V skladu z vsemi navedenimi definicijami lahko za vsak posnetek določimo *časovne vrste morfoloških značilk*, ki so navedene v tabeli 3. Pri tem so vse časovne vrste koeficientov transformacije KLT normalizirane glede na njihove pripadajoče standardne deviacije. Funkcija razdalje v slednjem modificiranem prostoru KL (za vsak j-ti utrip v i-tem odvodu) je enaka Mahalanobisovi razdalji (2.15) med trenutnim (j-tim) vektorjem koeficientov v prostoru KL in izbranim referenčnim vektorjem, ki predstavlja normalen utrip.

Naziv značilke	Oznaka značilke
vektor normaliziranih koeficientov transformacije KLT za kompleks QRS v j-tem srčnem utripu	$KL_{QRS}(j)$
Mahalanobisova razdalja j-tega srčnega utripa od referenčnega utripa v prostoru KL za kompleks QRS	$d_{QRS}(ref, j)$
vektor normaliziranih koeficientov transformacije KLT za segment ST v j-tem srčnem utripu	$KL_{ST}(j)$
Mahalanobisova razdalja j-tega srčnega utripa od referenčnega utripa v prostoru KL za kompleks QRS	$d_{ST}(ref, j)$

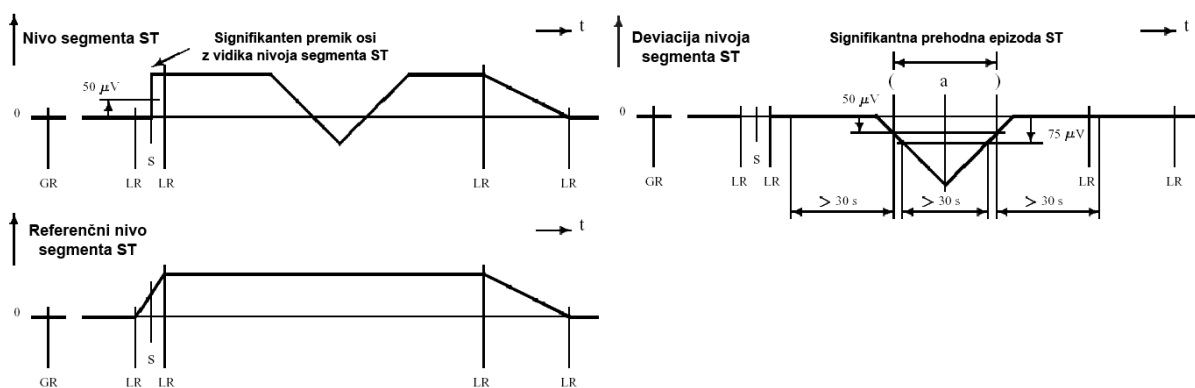
Tabela 3: Morfološke značilke za kompleks QRS in segment ST v j-tem srčnem utripu v prostoru KL z baznimi funkcijami, ki pokrivajo oba odvoda, ki so bile pridobljene na osnovi reprezentativnih vzorcev srčnih utripov v zbirki ESC DB.

## 2.7 Zbirka dolgoročnih ambulantnih posnetkov LTST DB

Zbirka ambulantnih posnetkov LTST DB (ang. Long-Term ST Database) [4] vključuje množico 24-urnih resničnih in reprezentativnih digitalnih posnetkov ambulantnih elektrokardiogramov, ki vključujejo veliko število ishemičnih epizod in izrazitih neishemičnih prehodnih sprememb. Namen zbirke je omogočiti razvoj in ovrednotenje algoritmov za samodejno detekcijo srčne ishemije ter študijo dolgoročnih fizioloških mehanizmov in dinamike ishemije. Veliko število nepravilnih srčnih utripov, ki so prisotni v zapisih zbirke, hkrati omogoča še študijo korelacije med nepravilnimi srčnimi utripi ter srčno ishemijo in neishemičnimi dogodki. Prisotnost večjega števila prehodnih neishemičnih sprememb, ki so podprte z relevantnimi strokovnimi kliničnimi zapiski, omogoča kvantitativno analizo sposobnosti razlikovanja med ishemičnimi

epizodami in neishemičnimi dogodki. Pretekle raziskave karakterizacije prehodnih sprememb nivoja segmenta ST so pokazale, da zbirke kratkoročnih posnetkov elektrokardiogramov (npr. zbirka ESC DB [9]) ne vsebujejo zadostno število neishemičnih sprememb, mešanih epizod in intervalov počasnega spreminjanja nivoja segmenta ST, da bi v zadostni meri pripomogle k razvoju robustnih algoritmov za samodejno detekcijo ishemičnih epizod [10]. Zaradi navedenih pomanjkljivosti kratkoročnih zbirk je bila izdana zbirka dolgoročnih ambulantnih posnetkov LTST DB, ki vsebuje 24-urne ambulantne posnetke, od katerih vsak vsebuje več označenih izrazitih sprememb nivoja segmenta ST, ishemičnih ali neishemičnih.

Vsi posnetki so vzorčeni pri vzorčevalni frekvenci  $f=250$  Hz in ločljivosti 12 bitov; amplitudna skala pri vseh posnetkih znaša 200 enot/mV. Na posnetkih so ročno in samodejno označeni in karakterizirani vsi srčni utripi, pripadajoči kompleksi ter referenčne točke FP. Srčni utripi so klasificirani kot normalni utripi, nepravilni utripi (npr. zaradi aritmije) ali šumnati utripi. Na osnovi referenčne točke FP ter ročnih oznak izvornih posnetkov so za vsak zapis pripravljene časovne vrste nivoja segmenta ST  $stlev(i,j)$  v točki  $J+80(60)$ ms (2.4) (ponazorjena na zgornjem grafu na levi strani slike 11). Začetni referenčni nivo (t.i. globalna referenca) se določi na osnovi prvega stabilnega intervala dolžine petih minut. Na podlagi ročnih oznak signifikantnih premikov nivoja segmenta ST in lokalnih referenc je z interpolacijo pridobljena časovna vrsta funkcije referenčnega nivoja segmenta ST  $stref(i,j)$  (ponazorjena je na spodnjem grafu na levi strani slike 11), ki služi za določanje deviacije nivoja segmenta ST  $stdev(i,j)$  (ponazorjena na desni strani slike 11).



Slika 11: Nivo segmenta ST, referenčni nivo segmenta ST, deviacija nivoja segmenta ST.

Funkcijo deviacije nivoja segmenta ST izračunamo po enačbi (2.16), to je kot razliko med referenčnim in trenutnim nivojem segmenta ST v točki  $J+80(60)$  ms (2.4) [11].

$$stdev(i,j) = stlev(i,j) - stref(i,j) \quad (2.16)$$



Zbirka LTST DB ne vsebuje samo osnovnih digitaliziranih elektrokardiogramov pripadajoče natančne klasifikacije vseh utripov, temveč vsebuje še oznake intervalov izrazitih sprememb nivoja segmenta ST in njihove karakterizacije. Navedene izrazite spremembe so označene ročno s strani ekspertov na osnovi deviacije nivoja segmenta (2.16) in nivoja segmenta ST v času J+80(60) ms, originalnih posnetkov EKG, časovne vrste koeficientov transformacije KLT za kompleks QRS in segment ST ter zdravniških zapisnikov o stanju pacientov pred in med snemanjem elektrokardiogramov. Vse signifikantne stopničaste spremembe v nivoju segmenta ST, ki jih spremljajo nenadne spremembe morfologije kompleksa QRS (kot posledice premikov srednje srčne osi), so ročno označene pred in po spremembi z lokalno referenco (LR) ter posamezne spremembe v slednji kategoriji karakterizirane kot premiki srednje električne srčne osi. V zbirki LTST DB so zajete oznake signifikantnih epizod z vidika nivoja segmenta ST (t.i. signifikantna prehodna epizoda ST) glede na protokole A, B in C, kateri se razlikujejo v najnižji absolutni vrednosti deviacije nivoja segmenta ST ter najmanjšem trajanju prehodne epizode (vrednosti so v tabeli 4). Pri tem so v zbirki označene izrazite spremembe deviacije nivoja segmenta ST kot signifikantne prehodne epizode ST v skladu z naslednjimi kriteriji [12]:

- Signifikantna epizoda segmenta ST se prične, ko se absolutna vrednost deviacije nivoja segmenta ST poveča nad  $50 \mu\text{V}$ ,
- absolutna vrednost deviacije mora preseči vrednost  $V_{\min}$  in mora nad navedenim nivojem ostati neprekinjen čas  $T_{\min}$  sekund (kombinacije ( $V_{\min}$ ,  $T_{\min}$ ) so odvisne od protokola označevanja in so navedene v tabeli 4),
- epizoda se konča, ko se absolutna vrednost deviacije nivoja segmenta ST zmanjša pod  $50 \mu\text{V}$ , pod pogojem, da v naslednjih 30 sekundah znova ne preseže navedenega nivoja.

Protokol	$V_{\min}$ (najmanjša absolutna vrednost deviacije nivoja segmenta ST)	$T_{\min}$ (najmanjši čas trajanja epizode)
A	$75 \mu\text{V}$	30 s
B	$100 \mu\text{V}$	30 s
C	$100 \mu\text{V}$	60 s

Tabela 4: Vrednosti najmanjše absolutne deviacije nivoja segmenta ST ter trajanja epizode glede na protokol označevanja signifikantnih prehodnih epizod ST v zbirki LTST DB.

Signifikantne prehodne epizode segmenta ST, ki ustrezajo zgornjim kriterijem glede na uporabljen protokol, so nato na osnovi predhodnega poznavanja prisotnih fizioloških pojavov ekspertno karakterizirane. Vse epizode in druge significantne spremembe morfologije so uvrščene v enega od naslednjih razredov v odvisnosti od njihovega vzroka in narave izvora [5]:

1. Izrazite spremembe morfologije kompleksa QRS, ki so posledice počasne ali hitre spremembe srednje električne srčne osi (prisotne so tudi spremembe amplitud valov Q, R in S) ali kot posledica bodisi počasnih bodisi hitrih sprememb v prevajanju elektrod.
2. Neishemične spremembe morfologije segmenta ST, ki so posledica istočasne počasne ali hitre spremembe srednje električne srčne osi, istočasnih sprememb v prevajanju ali kot posledica počasnega drsenja nivoja segmenta ST. Počasno drsenje karakteriziramo kot počasno spreminjanje nivoja in oblike segmenta ST v daljšem časovnem obdobju. Istočasno so lahko prisotne spremembe srčne frekvence.
3. Neishemične spremembe morfologije segmenta ST, ki so povezane s spremembo srčne frekvence. V njih so prisotne izrazite spremembe srčne frekvence in izrazite nenadne spremembe morfologije segmenta ST.
4. *Ishemične spremembe morfologije segmenta ST.*
5. Intervale šumnatih ali neberljivih posnetkov, ki so posledica prisotnosti več zaporednih srčnih utripov z izrazito šumnatimi ali nerazločljivimi segmenti ST.

*Zbirka LTST DB vsebuje obsežno množico posnetkov EKG s pripadajočimi ročno postavljenimi oznakami srčnih utripov in izrazitih sprememb nivoja segmenta ST ter njihovo klasifikacijo in kot takšna predstavlja zavidanja vredno delo predvsem zaradi obsežnega področja uporabnosti zbirke in velike količine vloženega časa raziskovalcev in strokovnjakov raznolikih strok.*

### **2.7.1 Zgradba zbirke LTST DB**

Zbirka LTST DB vsebuje 86 24-urnih posnetkov, od katerih 68 posnetkov vključuje 2 odvoda ter 18 posnetkov 3 odvode elektrokardiograma. Seznam vseh posnetkov zbirke LTST DB in tabelo osnovnih značilnosti posameznih posnetkov je na voljo v literaturi [8] in [12]. Vsi posnetki in oznake so zapisani v standardiziranem formatu WFDB [13] ali tekstovnih datotekah in so razvrščene v datoteke z imenom sLXXXY (L - število odvodov v posnetku, XXX – številka pacienta, Y – zaporedna številka posnetka za pacienta) z naslednjimi končnicami:

- (.hea) – tekstovne datoteke vsebujejo podrobne klinične informacije o pacientih in posnetkih,
- (.dat) – vsebujejo vzorčene posnetke vseh odvodov EKG v(i,k) (t.i. osnovne signale),
- (.atr) – ročno določene oznake kompleksov QRS in preostalih referenčnih točk ter ekspertna karakterizacija srčnih utripov,
- (.ari) – samodejno določene oznake QRS kompleksov in referenčnih točk ter samodejna karakterizacija srčnih utripov (z algoritmom Aristotle),
- (.16a) – meritve nivoja segmenta ST na povprečnih srčnih utripih za vsak odvod (povprečni utrip je izračunan kot povprečje sosednjih nešumnatih utripov v drsečem oknu dolžine 16s),
- (.sta) – oznake prehodnih sprememb nivoja segmenta ST v vsakem odvodu po protokolu A,
- (.stb) – oznake prehodnih sprememb nivoja segmenta ST v vsakem odvodu po protokolu B ter
- (.stc) – oznake prehodnih sprememb nivoja segmenta ST v vsakem odvodu po protokolu C.

Datoteke z meritvami nivoja segmenta ST (.16a) vsebujejo za vsak normalen srčni utrip (po predhodnem filtriranju z izračunom povprečnega utripa vseh utripov v oknu 16 sekund) podatke o številu utripov v filtrirnem oknu, amplitudo segmenta ST v točkah  $T=0, 20, 40, 60, 80, 100$  in  $120$  ms po točki J  $\text{stamp}_T(i,j)$ , relativno pozicijo izoelektričnega nivoja,  $t_{iso}(i,j)$ , relativno pozicijo točke J,  $t_j(i,j)$  ter nivo segmenta ST v točki  $J+80(60)$  ms. Datoteke .sta, .stb in .stc za vsako signifikantno prehodno spremembo nivoja segmenta ST vsebujejo eno od oznak, ki so navedene v tabeli 5, ter absoluten časovni indeks začetka, ekstrema in konca epizode oziroma časovni indeks dogodka, ki je predstavljen s številom osnovnih vzorcev od začetka posnetka.

Vrsta oznake (v datotekah .sta, .stb in .stc)	Pomen
GRST n	Globalna referenca
LRST n $\pm$ llll	Lokalna referenca
s [cc] st n	ST-signifikantni premik osi
( [rt] st n $\pm$ dddd	Začetek izrazite epizode ST
a [rt] st n $\pm$ dddd	Ekstrem izrazite epizode ST
[rt] st n $\pm$ dddd )	Konec izrazite epizode ST
noi n $\pm$ dddd	Prisotnost šuma
urd n	Začetek nerazpoznavnega intervala
urd n)	Konec nerazpoznavnega intervala

Tabela 5: Vrste oznake v datotekah .sta, .stb in .stc zbirke LTST DB; n: številka odvoda, [cc]: tip premika osi (brez = premik srednje električne srčne osi, cc = spremembe v prevajanju), [rt]: tip ST epizode (brez = ishemična, rt = epizoda povezana s spremembo srčne frekvence), llll: nivo segmenta ST v  $\mu V$ , dddd: deviacija segmenta ST v  $\mu V$ .

Na podlagi slednjih osnovnih datotek so bile izdelane dodatne tekstovne datoteke, ki predstavljajo pomembno podmnožico podatkov in datotek v zbirki LTST DB:

- **(.stf)** – vsebuje prevzorčene in glajene časovne vrste nivoja segmenta ST stlev( $i,n$ ), lineariziranega referenčnega nivoja segmenta ST, stref( $i,n$ ), in deviacije nivoja segmenta ST, stdev( $i,n$ ) (prevzorčenje s frekvenco 0,5 Hz) za vsak odvod.
- **(\_fin.dmy)** – vsebuje časovne vrste nivoja segmenta ST za vse odvode v posnetku ter časovne vrste petih normaliziranih koeficientov transformacije KLT za kompleks QRS preko obeh odvodov,  $KL_{QRS}(0,j)$ , in segmenta ST preko obeh odvodov,  $KL_{ST}(0,j)$ , funkcije kvadrata Mahalanobisove razdalje  $d_{QRS}^2(0,j)$  in  $d_{ST}^2(0,j)$  (pri tem referenčni srčni utrip ni znan) ter trenutno srčno frekvenco  $HR(j)$  za vsak posamezni srčni utrip.
- **(\_raw.dmy)** – vsebuje prevzorčene in glajene časovne vrste, ki so vsebovane v datotekah \_fin.dmy (prevzorčenje s frekvenco 0,5 Hz), vendar so v teh datotekah vsebovane pripadajoče Mahalanobisove razdalje  $d_{QRS}(0,n)$  in  $d_{ST}(0,n)$  za prevzorčene in glajene časovne vrste koeficientov transformacije KLT (QRS in ST).

Vsi zapisi navedenih datotek vsebujejo še absolutni indeks istoležnega vzorca v datoteki z osnovnimi signali (pri osnovnih posnetkih elektrokardiogramov je uporabljena vzorčevalna frekvenca 250 Hz), ki pove na kateri vzorec osnovnih signalov se meritev ali oznaka navezuje. Ni odveč še pojasniti, da smo v tem besedilu za oznake časovnih vrst diagnostičnih in morfoloških značilk za vsak  $j$ -ti utrip v  $i$ -tem odvodu uporabili obliko vrsta( $i,j$ ) ter za oznake prevzorčenih časovnih vrst za  $n$ -ti vzorec obliko vrsta( $i,n$ ) (pri tem z  $n$  označimo zaporedno številko vzorca v prevzorčeni časovni vrsti z vzorčevalno frekvenco 0,5 Hz).

### 2.7.2 Definicija veljavnih prehodnih epizod segmenta ST

Zbirka LTSTDB vsebuje oznake ishemičnih prehodnih epizod segmenta ST in hkrati še drugih prehodnih epizod segmenta ST, ki so povezane s spremembo srčne frekvence (v nadaljevanju jih bomo v prid preglednosti imenovali kar »ishemične« in »neishemične« prehodne epizode). Prehodne epizode segmenta ST so označene z uporabo treh različnih protokolov (A, B in C; v tabeli 4), ki formalizirajo tehnike, postopke in merila za označevanje intervalov signifikantnih sprememb nivoja segmenta ST kot prehodnih epizod segmenta ST v vsakem posameznem odvodu elektrokardiogramov. Pri tem se navedeni protokoli razlikujejo v magnitudah deviacije nivoja segmenta in najkrajših trajanjih prehodnih epizod segmenta ST. Največjo občutljivost in najnižjo selektivnost na spremembe nivoja segmenta ST izkazuje protokol A, protokol B je relativno univerzalen in primerljiv tistemu protokolu, ki je bil uporabljen pri zbirki ESC DB, medtem ko je protokol C zelo selektiven in posledično za naše potrebe ne bi bil primeren.

Zaradi navedenih dejstev in v prid večje univerzalnosti karakterizacije časovnih vrst vektorjev značilnk smo se osredotočili na prehodne epizode segmenta ST, ki so kot takšne označene po protokolu B, ter na intervale normalnega segmenta ST. V literaturi [12] so zajeti vsi podatki o številu in trajanju ishemičnih ter neishemičnih epizod, in sicer je v zbirki LTST v posameznih odvodih elektrokardiogramov po protokolu B v posameznih odvodih elektrokardiograma označenih natanko (543, 506, 81) ishemičnih ter (132, 99, 3) neishemičnih prehodnih epizod segmenta ST. Intervale, ki ne spadajo v slednje prehodne epizode, v tem delu štejemo med normalne intervale (z vidika segmenta ST).

Vendar je pri tem potrebno poudariti, da so v zbirki LTST DB prisotne nekatere ishemične in neishemične prehodne epizode segmenta ST, ki so brez oznake začetka ali konca, ker so se začele že pred ali končale po koncu snemanja elektrokardiogramov. *Zato je potrebno poudariti, da navedenih »delnih« prehodnih epizod segmenta ST brez začetka ali konca pri svojem delu nismo upoštevali, temveč smo kot veljavne epizode segmenta ST šteli le tiste, pri katerih je v zbirki LTST DB po izbranem protokolu (B) označen začetek, ekstrem in konec.* Ne glede na slednjo definicijo smo pri izločanju srčnih utripov, ki se nahajajo v notranjosti prehodnih epizod segmenta ST (to je za pridobitev normalnih utripov z vidika nivoja segmenta ST), upoštevali vse prehodne epizode segmenta ST po izbranem protokolu (B), tudi tiste brez začetka ali konca.

*Na podlagi pregleda vseh oznak prehodnih epizod segmenta ST zbirke LTST DB po protokolu B in zgornje definicije veljavnih prehodnih epizod smo ugotovili, da zbirka LTST DB vsebuje (537, 502, 79) ishemičnih ter (129, 96, 3) neishemičnih prehodnih epizod segmenta ST, pri katerih je označen tako začetek, ekstrem kot tudi konec prehodne epizode segmenta ST.*

## 2.8 Časovne vrste vektorjev morfoloških značilnk segmenta ST z diskretno transformacijo na osnovi Legendrovih polinomov

V letu 2009 je bila zbirka LTST DB dopolnjena z novimi časovnimi vrstami vektorjev značilnk [8], ki so bili pridobljeni z diskretno transformacijo na osnovi Legendrovih polinomov (v nadaljevanju transformacija LPT). Legendrovi polinomi predstavljajo rešitve Legendrove diferencialne enačbe, če je  $l$  celo število, in spadajo v razred ortogonalnih polinomov [14]. Pri tem je Legendrove polinome možno neposredno razviti po rekurzivni enačbi (2.17) [15].

$$(n + 1)P_{n+1}(x) = (2n + 1)xP_n(x) - nP_{n-1}(x); n \geq 1$$

$$P_0(x) = 1, P_1(x) = x$$
(2.17)

Legendrovi polinomi so medsebojno ortogonalni na intervalu  $[-1, 1]$  in zanje velja relacija medsebojne ortogonalnosti (2.18), kjer je  $\delta_{mn}$  Kroneckerjevo delta funkcija (2.19) [16].

$$\int_{-1}^1 P_n(x)P_m(x)dx = \frac{2}{2n-1} \delta_{mn}; n, m > 0 \quad (2.18)$$

$$\delta_{mn} = \begin{cases} 1; m = n \\ 0; m \neq n \end{cases} \quad (2.19)$$

Pri tem je rezultat integrala (2.18) pri  $n \neq m$  enak 0, zato so Legendrovi polinomi ortogonalni, vendar niso ortonormalni, ker je pri  $n=m$  vrednost integrala različna od 1 (odvisna je od  $n$ ). Navedimo še pet neposredno razvitih Legendrovih polinomov (2.20):

$$P_0(x) = 1$$

$$P_1(x) = x$$

$$P_2(x) = \frac{1}{2}(x^2 - 1) \quad (2.20)$$

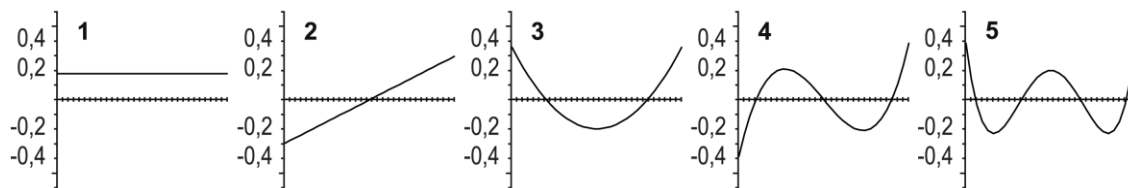
$$P_3(x) = \frac{1}{2}(5x^3 - 3x)$$

$$P_4(x) = \frac{1}{8}(35x^4 - 30x^2 + 3)$$

Motivacija za generiranje časovnih vrst vektorjev morfoloških značilk z uporabo diskretne transformacije LPT leži v predstavitvi segmenta ST z baznimi funkcijami, ki niso odvisne od »učne« množice, ter omogočajo neposredni vpogled v nekatere bistvene morfološke kategorije sprememb morfologije segmenta ST v časovnem prostoru. *Namreč prejšnje bazne funkcije transformacije KLT za segment ST, ki so bile pridobljene na podlagi zbirke ESC DB, ne omogočajo enostavnega in neposrednega vpogleda v tri najpomembnejše kategorije sprememb morfologije segmenta ST – v smislu nivoja, nagiba in ukrivljanja.* Na sliki 10 je razvidno, da prejšnje bazne funkcije transformacije KLT pokrivajo oba odvoda elektrokardiograma, vendar so posamezne kategorije sprememb morfologije z njimi le približno zastopane, ker so dejansko odvisne od odvoda zaradi združitve preko obeh odvodov (npr. pri transformaciji KLT segmenta ST je s prvim koeficientom združeno zastopan približek nivoja segmenta ST v prvem odvodu, kar izhaja iz pretežno konstantne 1. bazne funkcije za prvi odvod. Hkrati je opazno, da je obratno sorazmerno zastopan približek nagiba segmenta ST v drugem odvodu, kar izhaja iz pretežno linearno padajoče 1. bazne funkcije za drugi odvod. Nenazadnje moramo še opozoriti, da nimajo vsi ambulantni elektrokardiogrami natanko dveh odvodov, zato je v tem pogledu koristnejša transformacija segmenta ST v prostor morfoloških značilk za vsak odvod ločeno.

Na podlagi slednjih ugotovitev je težko pričakovati, da bi bilo možno pri predstavitvi segmenta ST v prostoru KL z navedenimi baznimi funkcijami iz pripadajočih koeficientov neposredno in enostavno razbrati dejansko morfolologijo segmenta ST za posamezne odvode (kot nadomestilo za neposredni vpogled v osnovne posnetke elektrokardiograma). Ne glede na to lahko že sodeč po obliki in zaporedju baznih vektorjev na sliki 10 sklepamo, da je pri transformaciji KLT največ informacije o nivoju segmenta ST zajeto s 1. in 2. koeficientom, o nagibu segmenta ST s 3. in 4. koeficientom ter o ukrivljanju segmenta ST s 5. koeficientom. V tem je hkrati povsem razvidno, da je na podlagi posameznih koeficientov transformacije KLT težko ali nemogoče neposredno sklepati o slednjih treh ključnih morfoloških kategorijah sprememb morfolologije segmenta ST, ki imajo velik diagnostični pomen pri klasičnem in že uveljavljenem ročnem zaznavanju ishemije in odkrivanju ishemičnih epizod s strani ekspertov. Zato je možno sklepati, da časovne vrste vektorjev transformacije KLT z baznimi funkcijami, katere so bile pridobljene na osnovi zbirke ESC DB, niso posebno koristne kot (ročno) klinično diagnostično orodje, ki bi nudilo enostaven vpogled v morfolologijo segmenta ST za posamezne srčne utripe, kot tudi ne pomenljivega vpogleda v prehodne spremembe morfolologije segmenta ST le na podlagi časovnih vrst vektorjev transformacije KLT (namreč z opazovanjem trendov posameznih koeficientov praktično ni mogoče sklepati v obratni smeri – o dejanskih spremembah morfolologije segmenta ST v smislu nivoja, nagiba in ukrivljanja). Navedene morfološke značilke v prostoru KLT so koristne predvsem za samodejno izločanje šumnatih utripov (tistih srčnih utripov, pri katerih rezidualna napaka aproksimacije z omejenim številom koeficientov preseže določen prag) ter sploh za samodejno klasifikacijo ishemičnih prehodnih epizod na podlagi časovnih vrst vektorjev v prostoru KL. V nasprotju z navedenim pa je možno na podlagi Legendrovih polinomov (2.20), ki niso odvisni od »učne« množice, za vsak odvod ločeno transformirati segment ST elektrokardiograma v prostor LPT, kjer je zaradi oblike prvih treh Legendrovih polinomov (konstanta, linearna ter kvadratna funkcija) možen neposredni vpogled v spremembe morfolologije segmenta ST v časovni domeni (elevacija ali depresija nivoja, nagib navzdol navzgor ter pozitivno ali negativno ukrivljanje) [16].

Za potrebe diskretne transformacije vzorcev nivoja segmenta ST z uporabo transformacije LPT, je bilo potrebno za potrebe diskretne analize časovnih vzorcev elektrokardiogramov (specifično segmenta ST) predhodno določiti ortonormirane diskretne funkcije Legendrovih polinomov, ki so bile v okviru dopolnitve zbirke LTST DB pridobljene z uporabo Gram-Schmidtovega postopka ortonormalizacije nad družino funkcij  $x^n$  ( $n \geq 0$ ), vzorčenih v  $M=32$  ekvidistančnih točkah, in z uporabo utežne funkcije  $w(x)=1$  [15]. Z navedenim iterativnim postopkom so bile pridobljene ortonormirane diskretne bazne funkcije transformacije LPT (bazni vektorji  $\Phi_{L,k}$  ( $k=1..M$ ) dolžine  $M$  vzorcev na intervalu  $[-1, 1]$ ), ki tvorijo transformacijsko matriko  $\Phi_L=(\Phi_{L,kj})$  ( $j=1..M$ ). Na sliki 12 je prikazanih prvih pet baznih vektorjev transformacije LPT [16].



Slika 12: Bazne funkcije diskretne transformacije LPT (prvih 5), ki so bile v okviru dopolnitve zbirke LTST DB pridobljene z uporabo Gram-Schmidtovega postopka ortonormalizacije.

Za generiranje novih časovnih vrst vektorjev morfoloških značilk segmenta ST z uporabo diskretne transformacije na osnovi Legendrovih polinomov je bilo potrebno sprva klasificirati vse srčne utripe posameznih posnetkov elektrokardiogramov zbirke LTST DB, odstraniti šum, določiti stabilno točko FP in približek izoelektričnega nivoja ter odstraniti vse nepravilne srčne utripe in njihove sosede. V nadaljevanju je potrebno za posamezne utripe v posameznih odvodih elektrokardiograma izračunati časovne vrste N-dimenzionalnih vektorjev morfoloških značilk segmenta ST  $s_L'(i,j)$  v prostoru LPT, kot to izhaja iz enačbe (2.21), kjer je z  $\Phi_L$  označena transformacijska matrika LPT in z  $x(i,j)$  vhodni vektor z  $M=32$  vzorci posnetka  $i$ -tega srčnega utripa v  $j$ -tem odvodu (glede na izoelektričen nivo) od točke FP+40ms do FP+160ms [16].

$$s_L'(i,j) = \Phi_L^T x(i,j) \quad (2.21)$$

Za pridobitev končne časovne vrste vektorjev koeficientov  $s_L(i,j)$  (2.22) so bili pozneje na podlagi transformacije KLT z novimi baznimi funkcijami, ki so bile pridobljene na osnovi celotne zbirke LTST DB, izločeni šumnati srčni utripi. Nato so bili vsi posamezni koeficienti vektorjev  $s_L'(i,j)$  še normalizirani glede na standardne deviacije  $\theta_k$  koeficientov transformacije LPT za vhodne vzorce vseh »čistih« utripov zbirke LTST DB (pri tem je bilo hkrati empirično ugotovljeno, da standardne deviacije posameznih koeficientov dejansko padajo z večanjem stopnje pripadajočih polinomov). Vse nadaljnje podrobnosti o generaciji časovnih vrst LPT so na voljo v literaturi [14], [15] in [16].

$$s_{L,k}(i,j) = \frac{s_{L,k}'(i,j)}{\theta_k} \quad (2.22)$$

Z navedeno normalizacijo so bile poudarjene majhne (kratke) poteze v segmentu ST (v časovni domeni) višjih koeficientov transformacije LPT z manjšimi standardnimi deviacijami  $\theta_k$  [16]. Na podlagi normaliziranih koeficientov je hkrati možno enostavno izračunati Mahalanobisovo razdaljo med dvema vektorjema v normaliziranem ortogonalnem prostoru,  $d(x,y)$  (2.15). Pri obratni transformaciji segmenta ST z uporabo prvih  $N$  (ne-normaliziranih) koeficientov (2.23) je možno izračunati še normalizirano srednjo kvadratično rezidualno napako (2.24), ki ocenjuje napako pri rekonstrukciji segmenta ST ob uporabi manjšega števila koeficientov [15].



$$\hat{x}_{L(N)}(i, j) = f(\Phi_L s'_L(i, j)) = \sum_{k=1}^N s'_{L,k}(i, j) \Phi_{L,k}; N < M \quad (2.23)$$

$$r_{L(N)}(i, j) = \frac{\|x(i, j) - \hat{x}_{L(N)}(i, j)\|}{\|x(i, j)\|} = \frac{\sqrt{\frac{1}{M} \sum_{k=1}^M (\hat{x}_{L(N)k}(i, j) - x_k(i, j))^2}}{\frac{1}{M} \sum_{k=1}^M x_k(i, j)} \quad (2.24)$$

Za vseh 86 24-urnih posnetkov zbirke LTST DB so bile na podlagi opisane transformacije LPT pripravljene dodatne tekstovne datoteke sLXXXY, ki vsebujejo časovne vrste vektorjev prvih devetih koeficientov transformacije LPT segmenta ST in rezidualne napake ob aproksimaciji segmenta ST z uporabo prvih N (N=1..9) koeficientov, za vsak odvod ločeno. Vse časovne vrste so glede na normalizacijo koeficientov zapisane v datoteke z različnimi končnicami:

**(.loc)** – vsebujejo ne-normalizirane koeficiente (k=1..9) ter rezidualne napake za vsak odvod,

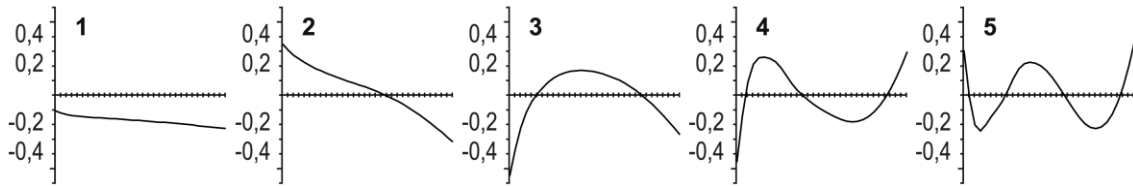
**(.noc)** – vsebujejo normalizirane koeficiente (k=1..9) ter rezidualne napake za vsak odvod.

## 2.9 Časovne vrste vektorjev morfoloških značilk transformacije KLT segmenta ST z baznimi funkcijami, ki so bile pridobljene na osnovi celotne zbirke LTST DB

Zbirka LTST DB je bila v letu 2015 dopolnjena z novimi časovnimi vrstami vektorjev značilk transformacije KLT segmenta ST, tokrat z uporabo robustne kovariančne matrike, ki je bila pridobljena na osnovi celotne zbirke LTST DB. Že v poglavju 2.6 smo navedli, da so bile časovne vrste vektorjev morfoloških značilk za kompleks QRS in segment ST v prostoru KL prvotno pridobljene z uporabo kovariančne matrike, ki je bila zasnovana na zbirki ESC DB. Pri tem so bili kot »učni« vzorci uporabljeni normalni srčni utripi ter ishemični srčni utripi, vendar so slednji v zbirki ESC DB relativno slabo zastopani. Nenazadnje so učno množico predstavljali združeni vzorci (dolžine  $M'=2M$ ) za oba odvoda, kjer prvih M vzorcev zajema prevzorčen posnetek v prvem odvodu in naslednjih M vzorcev prevzorčen posnetek v drugem odvodu posnetka elektrokardiograma, in sicer ločeno za kompleks QRS oziroma segment ST, zato je praktično nemogoče iz časovnih vrst posameznih koeficientov enostavno razbrati spremembe morfologije segmenta ST v posameznih odvodih elektrokardiograma.

V procesu izračuna novih časovnih vrst vektorjev značilk transformacije KLT so bili predhodno iz zbirke LTST DB izločeni vsi šumnati utripi. Preostali »čisti« srčni utripi (teh je 7.830.943) so bili uporabljeni za konstrukcijo robustne kovariančne matrike transformacije KLT, in sicer

neodvisno za vse odvode elektrokardiograma, tako da je bilo za izračun robustne kovariančne matrike  $\Phi_K$  uporabljenih kar 15,661,886 učnih vzorcev, ki so bili porazdeljeni v razrede glede na to, ali pripada prehodnim epizodam normalnih, ishemičnih ali neishemičnih deviacijam segmenta ST na podlagi ekspertnih oznak prehodnih ishemičnih epizod [16]. V postopku konstrukcije kovariančne matrike in generiranja časovnih vrst so bili uporabljeni podobni predhodni postopki kot pri generiranju časovnih vrst vektorjev značilk transformacije LPT, ki je opisana v poglavju 2.8, in sicer je množica »učnih« vzorcev predstavljena z vektorji dolžine  $M=32$  vzorcev posnetka i-tega srčnega utripa v j-tem odvodu (glede na izoelektričen nivo) od točke FP+40ms do FP+160ms. Na sliki 13 so prikazane nove bazne funkcije transformacije KLT za segment ST (prvih 5 v padajočem vrstnem redu magnitude pripadajočih lastnih vrednosti), ki so neodvisne od odvoda in so bile pridobljene na osnovi zbirke LTST DB [16].



Slika 13: Bazne funkcije (vektorji) transformacije KLT (prvih 5) za segment ST, ki so bile pridobljene na podlagi zbirke LTST DB (bazne funkcije so neodvisne od odvoda).

Podobno kot pri transformaciji LPT je bilo potrebno na podlagi nove transformacijske matrike KLT  $\Phi_K$  za vse posamezne utripe v posameznih odvodih elektrokardiograma izračunati časovne vrste  $N$ -dimenzionalnih vektorjev morfoloških značilk segmenta ST  $s'_K(i,j)$  (2.25) v prostoru KLT ter vektorjev z normaliziranimi koeficienti  $s_{K,k}(i,j)$  (2.26), kjer je  $x(i,j)$  vhodni vzorec in  $\rho_K$  standardna deviacija posameznih koeficientov nove transformacije KLT. V nadaljevanju so bile kakor pri transformaciji LPT (2.24) izračunane še normalizirane srednje kvadratične napake  $r_{K(N)}$  (2.28) pri aproksimaciji segmenta ST z omejenim številom koeficientom  $x_{K(N)}$  (2.27).

$$s'_K(i,j) = \Phi_K^T x(i,j) \quad (2.25)$$

$$s_{K,k}(i,j) = \frac{s'_{K,k}}{\rho_K} \quad (2.26)$$

$$\hat{x}_{K(N)}(i,j) = f(\Phi_K s'_K(i,j)) = \sum_{k=1}^N s'_{K,k}(i,j) \Phi_{K,k}; N < M \quad (2.27)$$

$$r_{K(N)}(i,j) = \frac{\|x(i,j) - \hat{x}_{K(N)}(i,j)\|}{\|x(i,j)\|} \quad (2.28)$$

Z uporabo nove robustne kovariančne matrike transformacije KLT, pridobljene na osnovi zbirke LTST DB, so bile za vseh 86 24-urnih posnetkov zbirke pripravljene dodatne tekstovne datoteke sLXXXY, ki imajo enak format kot datoteke s časovnimi vrstami vektorjev značilk transformacije LPT. Navedene datoteke tako vsebujejo časovne vrste vektorjev prvih devetih koeficientov transformacije KLT segmenta ST in rezidualne napake ob aproksimaciji segmenta ST z uporabo prvih  $N$  ( $N=1..9$ ) koeficientov, za vsak odvod ločeno. Vse časovne vrste so glede na normalizacijo koeficientov zapisane v datoteke z različnimi končnicami:

**(.nks)** – vsebujejo ne-normalizirane koeficiente ( $k=1..9$ ) ter rezidualne napake za vsak odvod,

**(.kls)** – vsebujejo normalizirane koeficiente ( $k=1..9$ ) ter rezidualne napake za vsak odvod.

## 2.10 Celotne statistike na nivoju srčnih utripov, prehodnih epizod segmenta ST ali posnetkov zbirke LTST DB

Za potrebe karakterizacije časovnih vrst vektorjev značilk segmenta ST elektrokardiogramov zbirke LTST DB se je sprva smiselno vprašati, katere statistike bi utegnile nositi čim večjo informativno vrednost. Pri tem so zanimive predvsem nove časovne vrste vektorjev značilk transformacije LPT in KLT, ki so bile dodane v zbirko LTST DB šele v poznejših letih in predhodno še niso bile izčrpno karakterizirane v smislu ključnih metrik, kot so npr. povprečna srednja kvadratična rezidualna napaka pri rekonstrukciji segmenta ST z omejenim številom koeficientov LPT in KLT, korelacija med posameznimi koeficienti LPT in KLT ter nivojem in nagibom segmenta ST, križna korelacija med koeficienti LPT in KLT, študija morebitne odvisnosti srednje kvadratične rezidualne napake od trenutne srčne frekvence, itd.

Vsekakor se je potrebno pri tem sprva vprašati, na kakšen način konsistentno izračunati in predstaviti statistične podatke v smislu uteži vzorcev  $P_k(i,j)$  (npr. značilka za  $j$ -ti srčni utrip v  $i$ -tem odvodu  $k$ -tega posnetka ali  $k$ -te prehodne epizode). V skladu z namenom in strukturo razpoložljivih podatkov zbirke LTST DB smo za potrebe nadaljnje statistične obdelave vsako časovno vrsto v  $k$ -tem posnetku za  $i$ -ti odvod spojili ali razvrstili v nove časovne vrste:

- *»Za vse posnetke in vse odvode skupno«:* Časovno vrsto vektorjev značilk  $P_k(i,j)$  ( $k$ -ti posnetek,  $i$ -ti odvod,  $j$ -ti srčni utrip) za vse odvode in v vseh posnetkih smo spojili v novo časovno vrsto  $P_a = (P_1(1,j) \mid P_1(2,j) \mid P_1(3,j) \mid \dots \mid P_r(1,j) \mid P_r(2,j) \mid P_r(3,j))$ . Navedena spojitvev »preko vseh odvoda in posnetkov« omogoča izračun statistik na nivoju srčnih utripov, neodvisno od odvoda in posnetka.

- »Za vsak posamezni posnetek in vse odvode«: Časovno vrsto vektorjev značilnk za vse odvode k-tega posnetka smo spojili v novo časovno vrsto  $P_{p,k} = (P_{p,k}(1,j) \mid P_{p,k}(2,j) \mid P_{p,k}(3,j))$ , ki je neodvisna od odvoda. Navedena spojitvev »preko vseh odvodov« omogoča izračun statistik na nivoju posnetkov, neodvisno od odvoda oziroma števila odvodov (vsak posnetek je utežen enako).
- »Za vsako posamezno prehodno epizodo v posameznih odvodih«: Za vsako prehodno epizodo v i-tem odvodu ustvarimo novo časovno vrsto vektorjev značilnk v tem odvodu (časovno vrsto za k-to prehodno epizodo imenujmo  $P_{e,k}$ ). Na navedeni način smo za vsak posnetek ustvarili natanko toliko časovnih vrst, kolikor je prehodnih epizod v posnetku v vseh odvodih. Navedena spojitvev in razdelitev glede na prehodne epizode omogoča izračun statistik na nivoju prehodnih epizod (vsaka prehodna epizoda je utežena enako).

Na posameznih časovnih vrstah  $P_u$  je možno izračunati t.i. celotno skupno statistiko na nivoju srčnih utripov (2.29) in (2.30) (enostavno povprečje ter standardno deviacijo 1. reda, kjer je vzorec za vsak srčni utrip enako utežen, neodvisno od odvoda). V slednjih enačbah je  $P_u(j)$  j-ti vzorec časovne vrste (bodisi za vse posnetke  $P_a(j)$ , za k-ti posnetek  $P_{p,k}(j)$  ali za k-to prehodno epizodo  $P_{e,k}(j)$ ) ter  $D$  dolžina preučevane časovne vrste. Pri izračunu standardne deviacije je uporabljena Besselova korekcija (v imenovalcu je  $D-1$ ).

$$\bar{P}_u = \frac{1}{D} \sum_{j=1}^D P_u(j) \quad (2.29)$$

$$\overline{\sigma}_u = \sqrt{\frac{1}{D-1} \sum_{j=1}^D (P_u(j) - \bar{P}_u)^2} \quad (2.30)$$

V kolikor smo izračunali povprečje (2.29) za vsak posnetek oziroma vsako prehodno epizodo posamično, je nadalje smiselno izračunati še t.i. celotno povprečno statistiko na nivoju posnetkov (povprečje in standardno deviacija 2. reda; vsak posnetek je ovrednoten enako) ter t.i. celotno povprečno statistiko na nivoju prehodnih epizod (povprečje in standardno deviacija 2. reda; vsaka prehodna epizoda je ovrednotena enako). Razlika med statistiko na nivoju posnetkov in prehodnih epizod je le v grupiranju vzorcev. V kompaktni obliki zapišemo enačbi za celotno povprečno statistiko (2.31) in (2.32) na nivoju celotnih posnetkov ( $u=p$ ) ali na nivoju prehodnih epizod ( $u=e$ ), kjer je  $D$  število vseh upoštevanih posnetkov ali prehodnih epizod.

$$\bar{P} = \frac{1}{D} \sum_{k=1}^D \overline{P_{u,k}} = \frac{1}{D} \sum_{k=1}^D \frac{1}{D_u} \sum_{j=1}^{D_u} P_{u,k}(j) \quad (2.31)$$

$$\bar{\sigma} = \sqrt{\frac{1}{D-1} \sum_k (\overline{P_{u,k}} - \bar{P})^2} = \sqrt{\frac{1}{D-1} \sum_{k=1}^D \left( \frac{1}{D_u} \sum_{j=1}^{D_u} P_{u,k}(j) - \bar{P} \right)^2} \quad (2.32)$$

Za primer vzemimo normalizirano srednjo kvadratično rezidualno napako  $r_{L(N)}(i,j)$  (2.24) pri uporabi ( $N=1..9$ ) koeficientov transformacije LPT za rekonstrukcijo segmenta ST. Navedene rezidualne napake so za vsak  $j$ -ti utrip v  $i$ -tem odvodu vsakega zapisa že razpoložljive v datotekah (.noc in .loc), vendar posamične vrednosti, to je za vsak utrip ločeno, nimajo nobene posebne informativne vrednosti z vidika celotne časovne vrste, zato jih je potrebno statistično ovrednotiti. Pri tem lahko upoštevamo to značilko za vse srčne utripe ali pa se omejimo samo na določeno podmnožico srčnih utripov (npr. upoštevamo le tiste srčne utripe, ki so na intervalih ishemičnih prehodnih epizod). Za izbrano podmnožico je nato možno izračunati celotne skupne statistike ter celotne povprečne statistike na nivoju posnetkov ali na nivoju prehodnih epizod.

Zagotovo imajo največji pomen celotne povprečne statistike na nivoju posnetkov, ki niso občutljive na dolžino upoštevanih posnetkov, števila in trajanja prehodnih epizod segmenta ST, patofiziologije ter števila odvodov v posnetku. V nadaljevanju so koristne še celotne povprečne statistike na nivoju prehodnih epizod, ki niso občutljive na trajanje prehodnih epizod, vendar imajo v slednji statistiki večji vpliv tisti posnetki, ki vsebujejo večje število preučevanih prehodnih epizod segmenta ST v vseh odvodih (prehodne epizode so pravzaprav v posnetkih označene v vseh odvodih, zato imajo v celotni povprečni statistiki večji vpliv posnetki, ki imajo več odvodov in označene prehodne epizode v vseh odvodih). Pri celotnih skupnih statistikah na nivoju srčnih utripov so vsi vzorci v vseh odvodih uteženi enako, zato imajo pri končni statistiki večji vpliv posnetki zbirke LTST DB, ki vsebujejo večje število srčnih utripov.

V okviru karakterizacije časovnih vrst smo izračunali še raznovrstne korelacije novih časovnih vrst vektorjev transformacije LPT in KLT ter obstoječih diagnostičnih in morfoloških značilk segmenta ST. Uporabljali smo Pearsonovo korelacijo  $\rho$  (produkt-moment) (2.33) ter v določenih primerih (v preučevanju morebitne ne-linearne odvisnosti) še Spearmanov koeficient korelacije  $r$  (produkt-rang) (2.34), kjer je z  $rg_X$  in  $rg_Y$  označeno rangiranje naključnih spremenljivk  $X$  in  $Y$  (pozicija v urejenem zaporedju) ter  $\sigma'$  standardna deviacije brez Besselove korekcije. Navedimo še, da smo za izračune vseh navedenih korelacijskih koeficientov uporabili funkcijo »corr« v Matlab (ali funkciji »corr« in »spearman« v Octave).

$$\rho(X, Y) = \frac{cov(X, Y)}{\sigma'_X \sigma'_Y} = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}} \quad (2.33)$$

$$r(X, Y) = \rho(rg_X, rg_Y) = \frac{cov(rg_X, rg_Y)}{\sigma'_{rg_X} \sigma'_{rg_Y}}; rg_X = rank(X); rg_Y = rank(Y) \quad (2.34)$$

Na podlagi zgornjih enačb je razvidno, da je korelacija že statistična mera 1. reda, ki jo lahko izračunamo le na podlagi množice vzorcev, zato je npr. ni možno izračunati za vsak posamezni srčni utrip, temveč le na nivoju posameznih posnetkov ali prehodnih epizod. Na podlagi celotne zbirke LTST DB smo nato izračunali povprečje koeficientov korelacije (2.35) (za  $\rho$  in  $r$ ) ter povprečje pripadajočih signifikanc  $p$  (2.36) (dvostranskih Studentovih  $t$ -testov ničelne hipoteze o neobstoju korelacije ( $\rho=0$ ) pod predpostavko normalne porazdelitve) (2.36). Navedeno povprečje smo izračunali na nivoju prehodnih epizod ( $u=e$ ) ali na nivoju posnetkov ( $u=p$ ), tako da smo prvotno izračunali korelacijo na časovni vrsti znotraj posameznega posnetka ali prehodne epizode ter nato izračunali povprečja in standardne deviacije (2.35) in (2.36).

$$\overline{\rho_u(X, Y)} = \frac{1}{D} \sum_{k=1}^D \rho_{u,k}(X, Y); \overline{\sigma_\rho} = \sqrt{\frac{1}{D-1} \sum_{k=1}^D (\rho_{u,k}(X, Y) - \overline{\rho_u(X, Y)})^2} \quad (2.35)$$

$$\overline{p_u} = \frac{1}{D} \sum_{k=1}^D p_{u,k}; \overline{\sigma_p} = \sqrt{\frac{1}{D-1} \sum_{k=1}^D (p_{u,k} - \overline{p_u})^2} \quad (2.36)$$

Vse navedene statistike je možno še podrobneje razvrstiti, tako da pri izračunu upoštevamo značilke za poljubno podmnožico srčnih utripov (npr. dodatno glede na odvod, vrsto prehodnih epizod segmenta ST (ishemične ali neishemične), itd.). V okviru karakterizacije časovnih vrst vektorjev značilk smo izračunali statistične podatke za štiri različne podmnožice srčnih utripov z vidika segmenta ST, ki so navedene v tabeli 6.

Oznaka kategorije	Podmnožica (ali kategorija) srčnih utripov, ki je zajeta pri izračunu statistik
FL	»Vsi srčni utripi« (ne glede na oznake prehodnih epizod segmenta ST).
EX	»Normalni srčni utripi« (le tisti srčni utripi, ki niso na nobenem intervalu katerikoli prehodnih epizod segmenta ST, ishemičnih ali neishemičnih).
ST	»Srčni utripi ishemičnih epizod« (vsi utripi na intervalih veljavnih prehodnih ishemičnih epizod segmenta ST, kakor so definirane v poglavju 2.7.2 - to je z veljavno oznako začetka in konca).
RT	»Srčni utripi neishemičnih epizod« (vsi utripi na intervalih veljavnih prehodnih neishemičnih epizod segmenta ST, povezanih s spremembo srčne frekvence).

Tabela 6: Nadaljnja razvrstitev statističnih podatkov glede na podmnožico (ali kategorijo) srčnih utripov zbirke LTST DB, ki je bila upoštevana pri izračunu statistik.

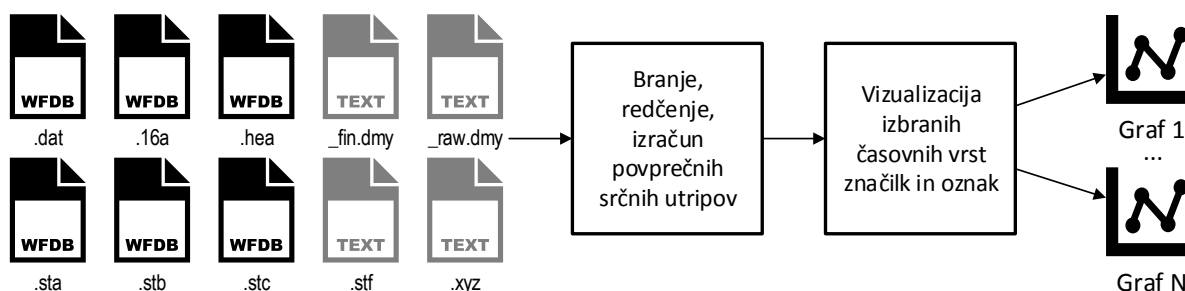
## **Poglavje 3      Enostavno orodje za vizualizacijo časovnih vrst vektorjev značilk, ekspertnih oznak ter osnovnih posnetkov elektrokardiogramov**

### **3.1    Ključne zahteve programske opreme**

Pred začetkom karakterizacije časovnih vrst vektorjev značilk prehodnih epizod segmenta ST elektrokardiograma na podlagi zapisov v zbirki LTST DB smo se morali dodobra seznaniti z vsemi podrobnostmi strukture njenih zapisov, z množico razpoložljivih časovnih vrst značilk in oznak ter posnetki osnovnih signalov ambulantnih elektrokardiogramov. Zbirko LTST DB sestavlja množica raznovrstnih datotek v formatu WFDB in tekstovnih datotek, ki vsebujejo časovne vrste ključnih diagnostičnih in morfoloških značilk elektrokardiogramov. Na začetku smo posegli po znanem programskem orodju Semia [10], ki služi za prikazovanje časovnih vrst zbirke ter manipulacijo oznak srčnih utripov in prehodnih epizod. Med uporabo grafičnega uporabniškega vmesnika slednje programske opreme smo opazili nekatere pomanjkljivosti, ki bi ovirale potek našega raziskovalnega dela, in sicer predvsem nezmožnost vizualizacije poljubnih časovnih vrst v tekstovnih datotekah. Zaradi navedenega smo preizkusili še orodja, ki primarno služijo za pregledovanje zbirk posnetkov elektrokardiogramov, in sicer programsko opremo Wave, WView in GTKWave, vendar tudi ta ne omogočajo vizualizacije vseh časovnih vrst zbirke LTST DB [11], zato smo možnost, da bi jih uporabili za celovito seznanjenje z vsemi podatki zbirke LTST DB, relativno hitro ovrgli. Vsled navedenih ugotovitev in še posebno zaradi potrebe po predhodni seznanitvi z vsemi razpoložljivimi podatki v okviru zbirke LTST DB smo se odločili izdelati preprost in učinkovit grafični uporabniški vmesnik za pregledovanje daljših časovnih vrst v okolju Windows, ki mora omogočati naslednje:

- hitro in učinkovito vizualizacijo časovnih vrst značilk elektrokardiogramov, ki so zapisane v tekstovnih datotekah, v datotekah tipa WFDB in izpeljanih časovnih vrstah v tekstovnih datotekah, osnovnih signalov in ekspertnih oznak v zbirki LTST DB (podprte datoteke so prikazane na sliki 14, ki hkrati prikazuje ključno funkcionalnost),
- redčenje časovnih vrst z namenom hitrejšega izrisovanja grafov z možnostjo neodvisne sočasne vizualizacije več grafov časovnih vrst v ločenih oknih,

- enostavno uporabo z možnostjo prilagoditve grafičnega vmesnika po meri uporabnika,
- vizualizacijo povprečnih srčnih utripov z možnostjo številske predstavitve pripadajočih diagnostičnih značilk elektrokardiogramov za prikazani srčni utrip,
- vzorčno manipulacijo oznak premikov srednje električne srčne osi (dodajanje, premikanje in brisanje oznak na časovnih vrstah),
- shranjevanje trenutnega prikaza časovnih vrst v izhodno datoteko.



Slika 14: Pregled funkcionalnosti programske opreme za branje in vizualizacijo časovnih vrst značilk. Na levi strani slike je razviden seznam podprtih datotek zbirke LTST DB.

Programska oprema mora omogočati branje in vizualizacijo podatkov, ki so v datotekah zbirke LTST DB (vključuje datoteke tipa WFDB in tekstovne datoteke). Več o uporabi knjižnice za delo z datotekami tipa WFDB lahko bralec prebere v priročniku [13]. Navedene datoteke (to je vključno z vsemi tekstovnimi datotekami) vključujejo osnovne posnetke elektrokardiograma, ključne oznake ter časovne vrste značilk za posamezne srčne utripe in prevzorčene časovne vrste značilk. Pri tem smo se odločili podpreti le ožji nabor razpoložljivih datotek tipa WFDB (osnovni posnetki elektrokardiogramov v datotekah .dat, osnovni podatki o zapisu v datotekah .hea ter oznake signifikantnih sprememb nivoja segmenta ST v datotekah .sta, .stb, .stc in .16a) ter vizualizacijo časovnih vrst). Programsko orodje ne omogoča vizualizacije referenčnih oznak posameznih srčnih utripov, ki so zapisane v datotekah .atr in .ari, ker je ta funkcionalnost že vsebovana v obstoječih orodjih za pregledovanje signalov EKG (Semia, Wave in WView).

Vse uporabljene tekstovne datoteke so zapisane v formatu, ki je razviden iz tabele 7. V vseh navedenih datotekah so posamezne vrednosti v vrstici ločene z enim ali več presledkov. Vsaka vrstica predstavlja ločen zapis vektorja značilk za določen srčni utrip ali prevzorčeni vzorec. Z namenom vizualizacije dodatnih tekstovnih datotek smo vključili še podporo za branje in vizualizacijo podatkov splošnih tekstovnih datotekah (.xzy) z izvedenimi časovnimi vrstami, vendar morajo biti slednje datoteke v enakem formatu kot tekstovne datoteke zbirke LTST DB.



Stolpec <sup>3</sup>	Kratek opis	Oznaka časovne vrste <sup>4</sup>
1	časovni indeks vektorja značilk v posamezni vrstici tekstovne datoteke (v številu vzorcev osnovnega signala od začetka posnetka)	k
2	1. časovna vrsta (element vektorja značilk)	vrsta <sub>1</sub> (n)
3	2. časovna vrsta (element vektorja značilk)	vrsta <sub>2</sub> (n)
...		
m+1	m-ta časovna vrsta (element vektorja značilk)	vrsta <sub>m</sub> (n)

Tabela 7: Format vhodnih tekstovnih datotek iz zbirke LTST DB, ki je enak zahtevanemu formatu splošnih tekstovnih datotek (.xzy) z dodatnimi ali izvedenimi časovnimi vrstami.

Z namenom univerzalnosti smo se odločili za takšno strukturo programske opreme, ki omogoča enostavno nadgradnjo razredov v primeru izdaje novih zbirk posnetkov elektrokardiogramov ali dopolnitve časovnih vrst značilk. Programsko opremo smo izdelali z uporabo starejšega orodja Borland C++ in knjižnice Microsoft MFC, ker smo že imeli izkušnje z njimi. Z vidika uporabnosti navedena odločitev načeloma ni najboljša, vendar je bila, kot že omenjeno, razvita pretežno za lastne potrebe ter za hitro in enostavno seznanitev z vsemi podatki zbirke. Razvito programsko orodje smo poimenovali WinECG; takšno ime smo izbrali, ker ponazarja ciljno okolje Windows ter namen orodja – za vizualizacijo posnetkov elektrokardiogramov.

## 3.2 Opis razredov in podatkovnih struktur

Za lažjo in strukturirano realizacijo programskega orodja za vizualizacijo časovnih vrst smo njegovo funkcionalnost razdelili v tri neodvisne dele:

- vhodno / izhodni modul (krajše V/I modul) in medpomnilnik,
- modul za izrisovanje grafov časovnih vrst z oznakami ter
- grafični uporabniški vmesnik.

V nadaljevanju bomo predstavili vse navedene module in uporabniški vmesnik. Pri predstavitvi razredov navedenih modulov se bomo omejili predvsem na ključne razrede, metode in lastnosti. Pri opisu grafičnega uporabniškega vmesnika bomo predstavili predvsem tiste zmogljivosti, zaradi katerih se naše orodje razlikuje od obstoječih. Namen tega poglavja ni predstaviti vseh podrobnosti razvite programske opreme, temveč ponuditi vpogled v metodologijo razvoja ter v nekatere poglavitne in inovativne algoritme v okviru vizualizacije daljših časovnih vrst.

<sup>3</sup> V tekstovni datoteki so stolpci ločeni z enim ali več presledkov.

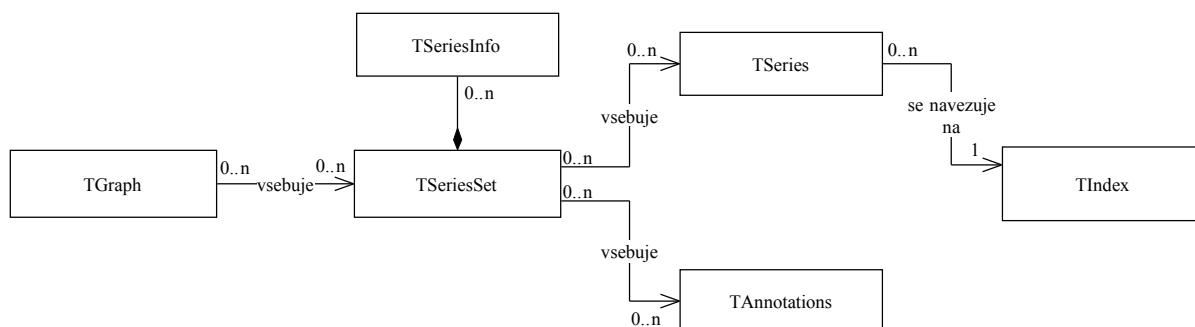
<sup>4</sup> Zaporedno številko vzorca časovne vrste označimo z n. Število k označuje časovni indeks vzorca v posnetku osnovnih signalov, na katerega se navezujejo časovne vrste značilk v posamezni vrstici vhodne datoteke.

### 3.2.1 Vhodno/izhodni modul in hranjenje podatkov v pomnilniku

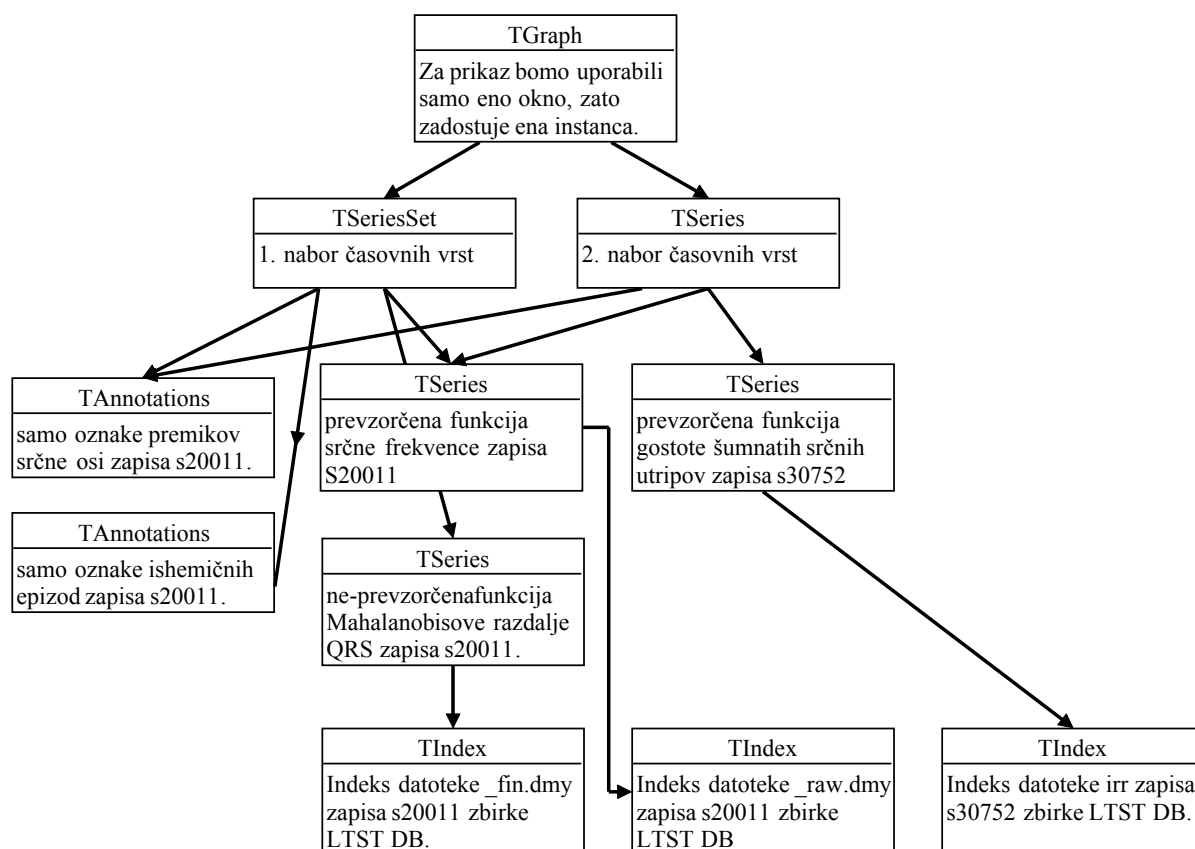
V/I modul omogoča branje oznak iz datotek tipa WFDB ter časovnih vrst, ki so lahko zapisane v datotekah tipa WFDB ali v navadnih tekstovnih datotekah. Učinkovito in hitro izrisovanje grafov omogočimo s predhodnim branjem vseh izbranih časovnih vrst v pomnilnik (navedeno vmesno stopnjo smo poimenovali medpomnilnik 1. stopnje). V pomnilniku vse časovne vrste hranimo z nizom števil z zapisom s plavajočo vejico. Za sočasno hranjenje p-tih različnih časovnih vrst, vsako z dolžine  $n_i$  vzorcev, potrebujemo medpomnilnik ustrezne kapacitete.

Z vidika izrisa grafov časovnih vrst zbirke LTST DB na realnem primeru izračunajmo, koliko točk je potrebno izrisati na grafu z 20 časovnimi vrstami (serijami) dolžine 24 ur; pri tem predpostavimo, da je povprečna srčna frekvenca v posnetku 80 utripov/minuto. Navedene časovne vrste vsebujejo natanko  $20 \cdot 24 \cdot 60 \cdot 80 = 2.304.000$  vrednosti. Za vizualizacijo trenda vseh časovnih vrst bi bilo potrebno izrisati 2.304.000 točk, kar bi trajalo nemalo časa in odvrnilo uporabnika od uporabe razvite programske opreme. Z namenom pohitritve izrisovanja grafov daljših časovnih vrst razvit V/I modul omogoča še sprotno redčenje časovnih vrst.

Za dosledno izpolnjevanje zahtev programske opreme smo se načrtovanja V/I modula lotili v skladu z metodologijo od zgoraj-navzdol (ang. Top-down). Razvito orodje mora omogočati sočasni prikaz več grafov, zato smo vsak graf opisali z razredom TGraph, ki vsebuje seznam naborov časovnih vrst. Nabor časovnih vrst smo opisali z razredom TSeriesSet, ki vsebuje seznam časovnih vrst in seznam oznak. Za vsako časovno vrsto vsebuje še parametre njene vizualizacije, katere opišemo z razredom TSeriesInfo. Za tovrstno združevanje časovnih vrst smo se odločili, da poenostavimo spreminjanje prikaznih nastavitev grafov po naborih časovnih vrst. Z razredom TSeries smo opisali posamezne časovne vrste, ki vključujejo niz vrednosti. Vse časovne vrste, ki so vsebovane v eni vhodni datoteki, so vezane na isto instanco niza časovnih indeksov. Navedeni vektor opišemo z razredom TIndex in vsaki vhodni datoteki pripada natanko ena deljena instanca slednjega razreda, tako da je poraba pomnilnika manjša. Množico oznak smo predstavili z razredom TAnnotations, ki vsebuje kazalec na niz oznak in vse ostale podatke, ki so potrebni za njihovo predstavitev. Z navedeno organizacijo podatkov v pomnilniku smo hkrati zagotovili neodvisnost ključnih razredov V/I modula od strukture vhodnih datotek. Na sliki 15 je prikazan razredni diagram UML brez podrobnosti o posameznih razredi. Na slednji sliki so označene še razredne asociacije in njihove kardinalnosti. Na sliki 16 je prikazan vzorčni primer strukture instanc razredov v pomnilniku, ki se ustvari glede na akcije uporabnika in izbrane časovne vrste v vhodnih datotekah.



Slika 15: Razredni diagram UML za razvito programsko opremo. Na sliki so označene razredne asociacije in njihove kardinalnosti. Kardinalnost 0..n smo realizirali z uporabo abstraktnega podatkovnega tipa vektor iz knjižnice STL.



Slika 16: Primer dinamično zgrajene strukture instanc razredov V/I vmesnika, ki omogoča sočasno vizualizacijo prevzorčenih in ne-prevzorčenih časovnih vrst za dva različna zapisa zbirke LTST DB. Nabor podatkov lahko vsebuje časovne vrste in oznake različnih zapisov.

V izogib morebitnim nejasnostim še opomnimo, da bomo zaradi preglednosti v nadaljevanju namesto izraza »kazalec na instanco razreda« uporabljali kar okrajšavo »kazalec na razred«.

Na podlagi slike 16 je razvidno, kako lahko razvito programsko orodje uporabimo za hkratno prikazovanje heterogenih naborov časovnih vrst, ne glede na njihov izvor. Navedeno strukturo bi orodje dinamično ustvarilo, če bi uporabnik želeli hkrati pregledati prevzorčeno funkcijo srčne frekvenca in ne-prevzorčeno funkcijo Mahalanobisove razdalje kompleksa QRS za zapis zapisa s20011 zbirke LTST DB, vključno z oznakami premikov srednje srčne osi in ishemičnih epizod na prvi seriji grafa. Na drugi seriji grafa bi bilo mogoče sočasno opazovanje prevzorčene funkcije gostote šumnatih srčnih utripov za zapis s30752 in prevzorčene funkcije srčne frekvenca za zapis s20011, vključno z oznakami premikov srednje srčne osi. Navedeni primer ni tipičen, vendar služi za prikaz fleksibilnosti tovrstne zasnove programske opreme.

Razred TSeries dejansko predstavlja osrednjo strukturo celotnega V/I modula, ki se uporablja za shranjevanje in redčenje časovnih vrst, zato ni odveč predstaviti še nekatere ključne metode in lastnosti razreda (te so prikazane na sliki 17). V parametru »index« je shranjen kazalec na niz pripadajočih časovnih indeksov (več časovnih vrst lahko uporablja isti TIndex). V vektorju »data« je shranjena nespremenjena časovna vrsta (medpomnilnik 1. stopnje), medtem ko je v nizu »resampled« shranjena redčena časovna vrsta (medpomnilnik 2. stopnje) na intervalu od »posf« do »post« (časovni indeks začetka in konca časovne vrste za prikaz na grafu).

TSeries
vector<float> data; float *resampled; TIndex *index; char name[]; - long resampledlen, - long oldmaxn, oldposf, oldpost; - int oldmode;
long size(); void add(float st); long search(long time); long closest(long time); void clear(); long sizeresampled(); long clearresampled(); void update(long posf, long post, long maxn, int mode);

Slika 17: Lastnosti in metode razreda TSeries. Razred omogoča hranjenje časovne vrste ter učinkovito redčenje časovnih vrst glede na želen način.

Metoda »update« se samodejno izvede ob vsaki spremembi parametrov za izrisan grafikon (klic metode se izvede na celotni drevesni strukturi za prikazan graf). Z metodo se izvede tudi redčenje časovnih vrst glede na parameter »mode« z namenom zmanjšanja števila vzorcev pri izrisu grafov. Vsi podprti načini redčenja so predstavljeni v naslednjem pod-poglavju.

Nenazadnje ni odveč še poudariti, da se redčenje časovne vrste v metodi »update« izvede samo ob prvem klicu ter ob spremembah *odvisnih parametrov* prikazane serije (začetnega in končnega časa, načina redčenja ali največjega števila vzorcev v redčeni časovni vrsti). Na navedeni način se izognemo redundantnim redčenjem časovne vrste ob vseh spremembah *neodvisnih parametrov* prikazane serije (amplitudna skala, lastnosti črte, barva, legenda, itd.).

### 3.2.2 Redčenje časovnih vrst

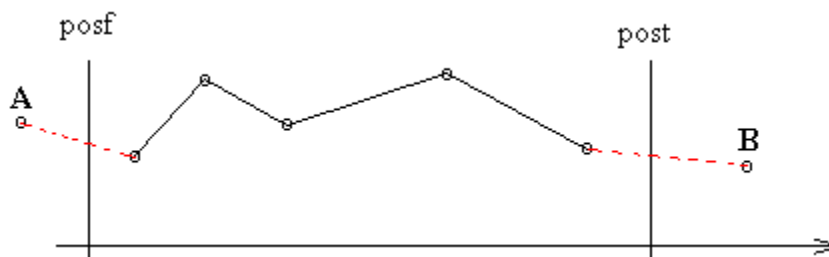
Za hitro prikazovanje časovnih vrst smo morali implementirati algoritme za predhodno redčenje časovnih vrst. Prikazovanje časovnih vrst z izrisom velikega števila točk in črt bi bilo zaradi časovne zahtevnosti nelagodno za uporabnika. Pri tem smo omogočili, da uporabnik za vsako časovno vrsto ali za vse izbrane nabore časovnih vrst izbere enega izmed načinov redčenja, ki so navedeni v tabeli 8. Pri prikazu dolgih intervalov (npr. pri prikazovanju 24-urne ur časovne vrste) bo velikost izhodiščne množice razmeroma velika, zato mora uporabnik glede na željeno kvaliteto in hitrost izrisovanja izbrati način redčenja časovnih vrst.

Parameter »mode« <sup>5</sup>	Način redčenja časovne vrste
0	<i>Redčenje vhodne časovne vrste ni omogočeno. Za izrisovanje se neposredno uporabljajo vsi vzorci nespremenjene (izvirne) časovne vrste na intervalu [posf, post].</i>
1	<i>Izbira najbližjega sosedu. Za redčenje časovne vrste se izbere največ »maxn« vzorcev, ki so najbližje vzorcem v izvorni časovni vrsti na intervalu [posf, post].</i>
2	<i>Decimacija (prevzorčenje). Za redčenje časovne vrste se izbere največ »maxn« vzorcev, ki so najbližje vzorcem v izvorni časovni vrsti na intervalu [posf, post].</i>
3	<i>Povprečne vrednosti na pod-intervalih. Predhodno se izvorno časovno vrsta na intervalu [posf, post] razdeli na »maxn« enakih pod-intervalov. Za redčenje časovne vrste se izračunajo povprečne vrednosti v pod-intervalih.</i>
4/5	<i>Minimalne/Maksimalne vrednosti na pod-intervalih. Predhodno se izvorno časovno vrsta na intervalu [posf, post] razdeli na »maxn« enakih pod-intervalov. Za redčenje časovne vrste se poiščejo minimalne/maksimalne vrednosti v pod-intervalih.</i>

Tabela 8: Podprti načini redčenja časovne vrste za pohitritev izrisovanja grafov.

V medpomnilniku 1. stopnje so shranjene celotne časovne vrste, ki so prebrane iz vhodnih datotek. Naloga redčenja je zmanjšanje dimenzije časovne vrste na največ »maxn« vrednosti, ki se prilagaja glede na velikost okna za prikaz grafa. Na podlagi navedenih parametrov mora programska oprema samodejno poiskati ali izračunati podmnožico vzorcev, primerno za izris na zaslonu. Vsebovati mora obe robni točki (A) in (B), ki sta sicer lahko izven intervala za prikaz [posf, post], kot je to prikazano na sliki 18. Kratki opisi posameznih načinov redčenja so navedeni v tabeli 8, v nadaljevanju pa bomo še prikazali njihov vpliv na izris časovnih vrst.

<sup>5</sup> Redčenje časovnih vrst se izvede v funkciji »update« za vsako časovno vrsto glede na parameter »mode«. Rezultat je podmnožica vzorcev časovne vrste, ki vsebuje največ »maxn« vrednosti na pod-intervalu [posf, posn].



Slika 18: Pred izrisom časovne vrste je potrebno poiskati še robni točki (A) in (B), namreč brez njih graf ne bi vseboval stranskih povezav, ki so na sliki označene z rdečo prekinjeno črto.

Razvito orodje omogoča še elementarno filtriranje časovnih vrst (po njihovem predhodnem redčenju) z enostavnim nizkoprepustnim filtrom IIR (3.1) in koeficientom  $k$  ( $0 \leq k < 1$ ) [11].

$$y(n) = (1 - k)y(n - 1) + kx(n); k \in [0,1) \quad (3.1)$$

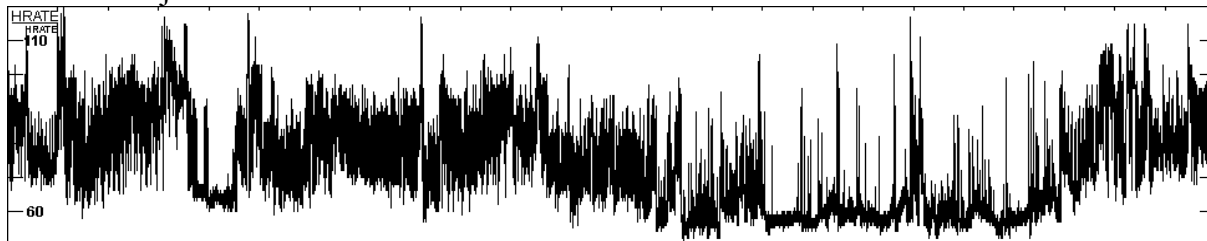
Prednosti in slabosti posameznega načina redčenja so zajete v tabeli 9. V praksi se je izkazalo, da je za daljše časovne vrste najkoristnejša metoda redčenja z decimacijo in dodatnim filtriranjem ali pa način z minimalno, maksimalno in povprečno vrednostjo.

Način	Prednosti način	Slabosti načina
brez redčenja	Enostavnost.	Zelo slaba preglednost pri prikazu velike množice točk (namreč pri daljših intervalih mora algoritem povezati vse točke časovne vrste).
izbira najbližjega soseda	Redčena vrsta vsebuje le točke, ki so najbližje časovnim indeksom za prikaz.	Za kratke časovne vrste ta način ni uporaben, temveč bi bila primernejša interpolacija.
decimacija	Enostavnost.	(enako kot pri načinu z izbiro najbližjega soseda)
povprečne vrednosti pod-intervalov	Pristnejši vpogled v časovno vrsto pri srednje-velikih in velikih časovnih skalah.	Upoštevati je potrebno vse vzorce na intervalu; pri daljših intervalih to pomeni večjo časovno zahtevnost, vendar je tovrstno redčenje še vedno hitrejšo od izrisa vseh točk.
minimalne/maksimalne vrednost pod-intervalov	Omogoča izrisovanje min/max ovojnice pri velikih časovnih skalah. Pri tem hkrati v istem prehodu izračunamo še povprečne vrednosti pod-intervalov.	(enako kot pri načinu povprečne vrednosti pod-intervalov)

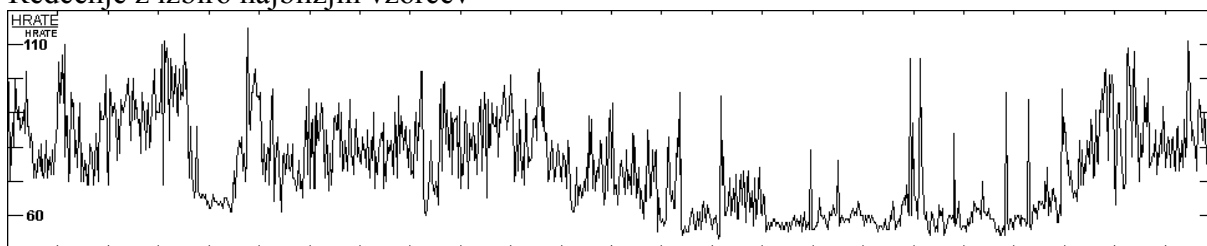
Tabela 9: Prednosti in slabosti posameznih načinov redčenja.

Na sliki 19 je prikazan primer vizualizacije 24-urne časovne vrste funkcije srčne frekvence za zapis s20181, in sicer brez redčenja ter z vsemi različnimi načini redčenja (na sliki je prikazano še redčenje z decimacijo in dodatnim filtriranjem,  $k=0,75$ ).

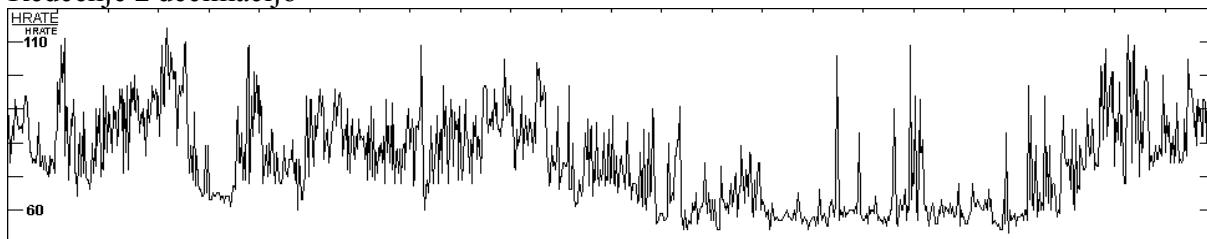
Brez redčenja časovnih vrst



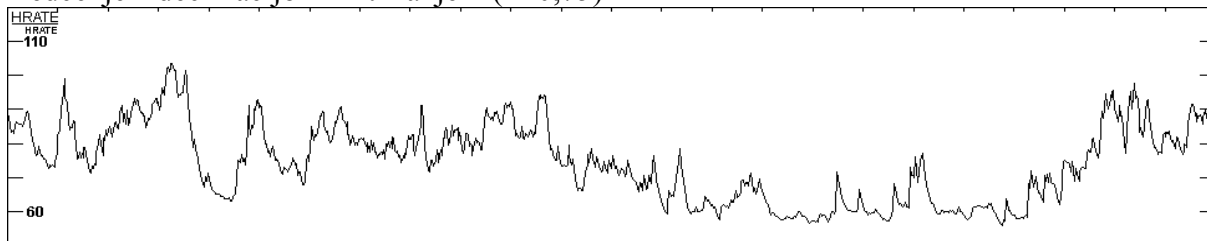
Redčenje z izbiro najbližjih vzorcev



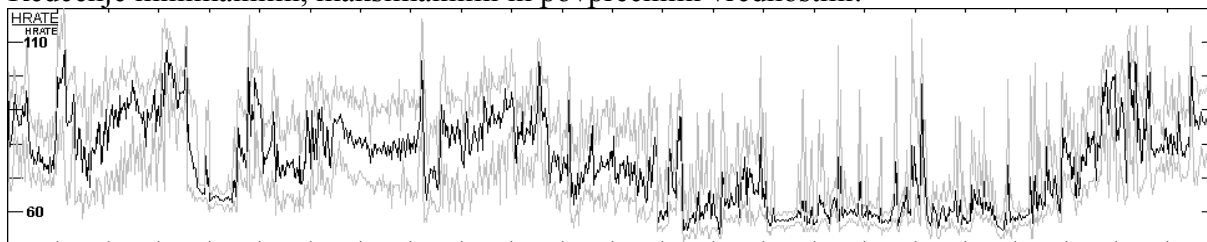
Redčenje z decimacijo



Redčenje z decimacijo in filtriranjem ( $k=0,75$ )



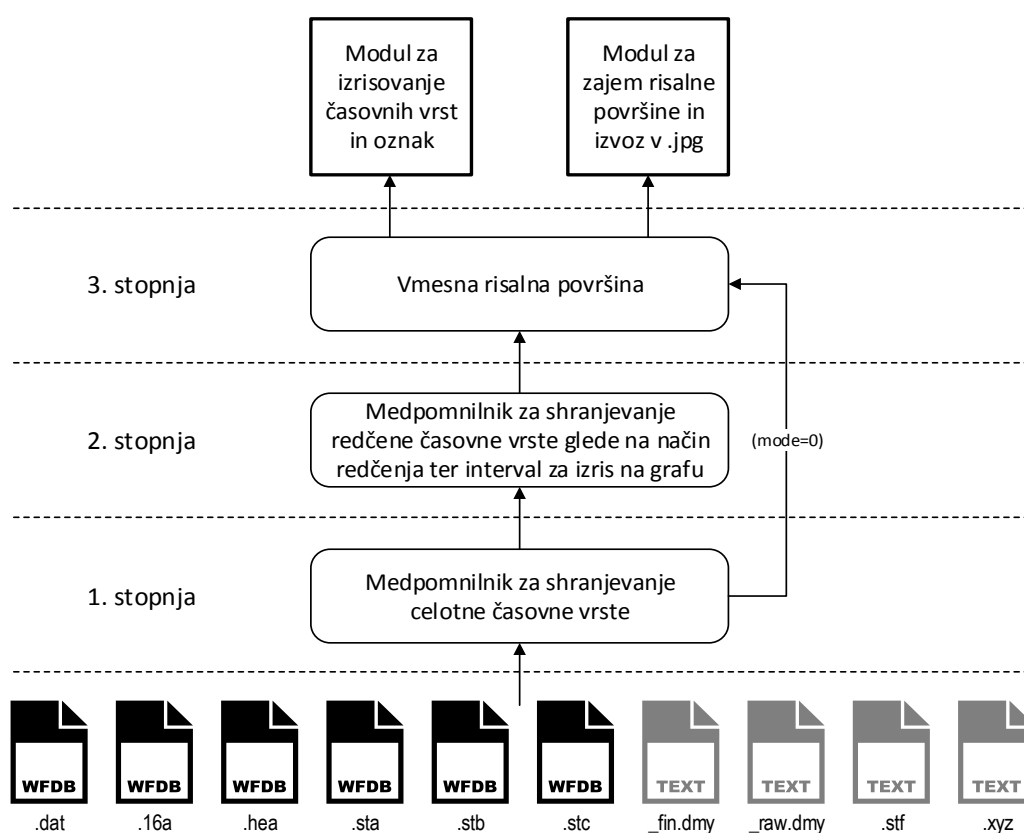
Redčenje minimalnimi, maksimalnimi in povprečnimi vrednostmi:



Slika 19: Vizualizacija 24-urne časovne vrste funkcije srčne frekvence z razvito programsko opremo brez uporabe redčenja oziroma z uporabo različnih načinov redčenja.

### 3.2.3 Trostopenjski medpomnilnik

V prejšnjih razdelkih smo že opisali pomen in zgradbo 1. in 2. stopnje medpomnilnika. Zadnja 3. stopnja medpomnilnika služi kot vmesna risalna površina za vsako posamezno instanco razreda TGraph. Modul za izrisovanje grafov do časovnih vrst dostopa posredno preko slednje vmesne risalne površine, ki se osveži na podlagi podatkov v medpomnilniku 2. stopnje (ta vsebuje redčene časovne vrste na podanem intervalu). Medpomnilnik 2. stopnje pri izrisovanju brez redčenja ni uporabljen (to je, ko je parameter »mode« enak 0). Na sliki 20 je nazorno prikazana arhitektura medpomnilnika, kjer puščice označujejo tok podatkov od branja z medija (npr. trdi disk) vse do modulov na najvišjem nivoju preko posamezne stopnje medpomnilnika.



Slika 20: Nazoren prikaz trostopenjskega medpomnilnika in toka podatkov od vhodnih datotek do modula za izrisovanje časovnih vrst in oznak.

### 3.3 Modul za izrisovanje grafov časovnih vrst z oznakami

Večino funkcionalnosti modula za izrisovanje grafov časovnih vrst in oznak smo vključili v metodo »draw« razreda TGraph. V skladu z akcijami uporabnika modul za izrisovanje grafov za vsako okno ustvari hierarhično strukturo z razredom TGraph na najvišjem nivoju (primer takšne strukture je prikazan na sliki 16).



Z vidika programske opreme je glede na akcije uporabnika potrebno za vsako instanco razreda TGraph le še klicati metodo »draw«, ki vsebuje naslednje korake:

1. začetna nastavitev vmesne risalne površine (medpomnilnik 3. stopnje),
2. klic metode »update« vseh instanc razredov TSeries v ustvarjeni hierarhični strukturi (to je za vse povezane časovne vrste), ki po potrebi izvedejo redčenje časovne vrste,
3. v kolikor je bilo izvedeno redčenje katerikoli časovne vrste zaradi spremembe odvisnih parametrov, je potrebno obnoviti medpomnilnik 3. stopnje (to pomeni ponovni izris vseh časovnih vrst in oznak na vmesno risalno površino) ter
4. izris vmesne risalne površine v oknu enake velikosti.

V implementaciji grafičnega uporabniškega vmesnika dogodki onshow(), onpaint(), onresize(), onactivate(), itd., sporočajo modulu za izrisovanje, da je potrebno osvežiti vsebino okna iz vmesne risalne površine, ki služi kot medpomnilnik 3. stopnje in pohitri izrisovanje grafov, kadar ponovno redčenje časovnih vrst ni potrebno. Metodo »update« vseh časovnih vrst je potrebno izvesti samo ob spremembah velikosti okna, intervala prikaza, časovne in amplitudne skale, načina redčenja časovnih vrst ter pri dodajanju ali odvzemanju časovnih vrst v grafu.

### 3.4 Grafični uporabniški vmesnik

Zadnja stopnja razvoja programske opreme za vizualizacijo časovnih vrst zajema realizacijo učinkovitega grafičnega uporabniškega vmesnika, ki omogoča interakcijo z uporabnikom in posredno upravljanje z moduli razvitega programskega orodja, podatki zbirke in objekti (grafi, oznake). Uporabniški vmesnik je glede na mednarodno tematiko izdelan v angleškem jeziku (z izjemo privzetih imen znanih časovnih vrst). Pri načrtovanju smo največji poudarek posvetili zagotavljanju funkcionalnosti in učinkovitosti [11], in sicer:

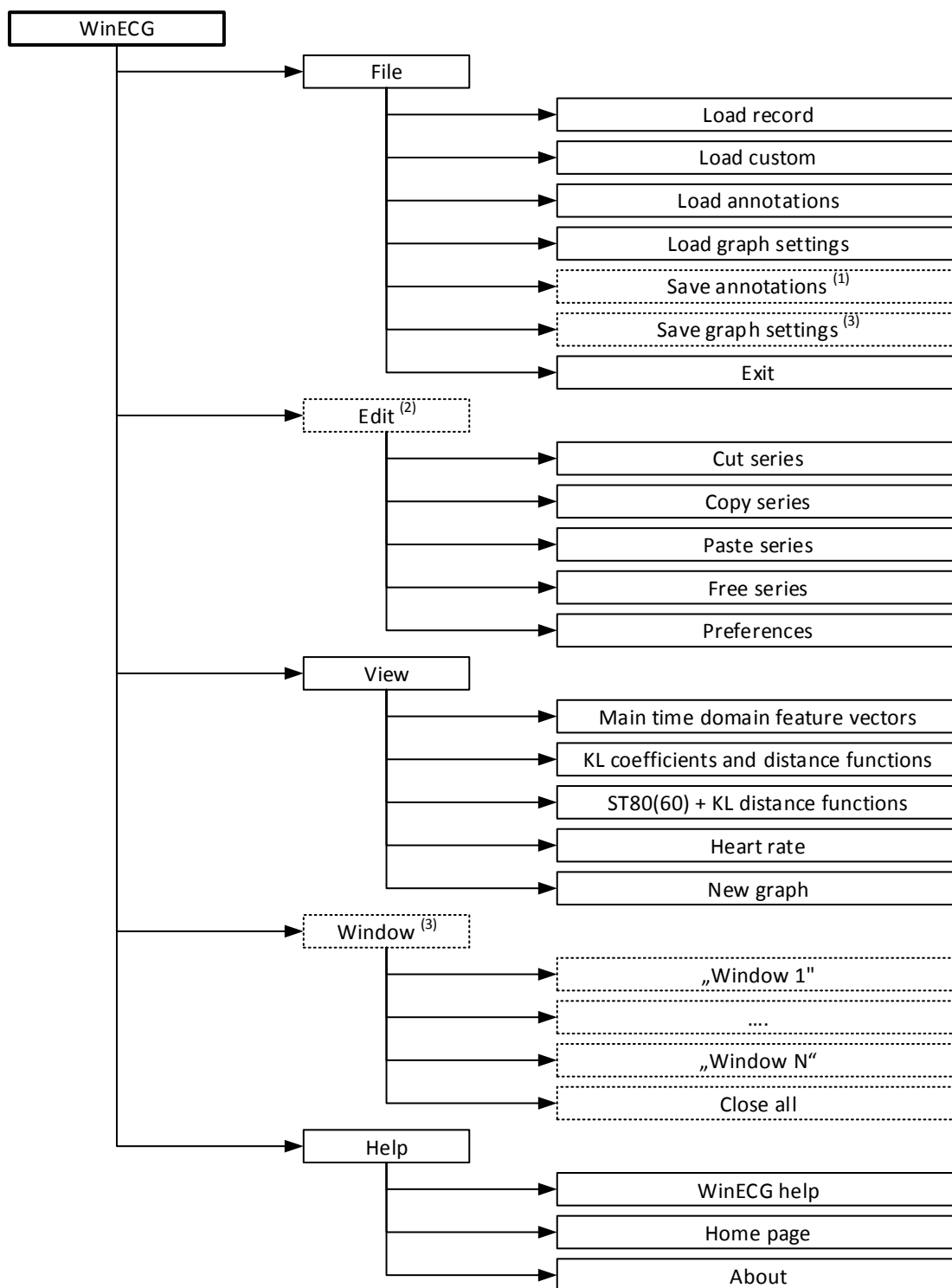
- vmesnik mora biti preprost in mora omogočati sočasno vizualizacijo več časovnih vrst,
- omogočati mora neposredno povezavo z dejanskimi objekti ali koncepti realnega sveta,
- modelirati mora realni svet (uporaba metafore ali asociacije za predstavitev akcije ali koncepta, npr. ura, ikone, itd.); če metafor realnega sveta ni, potem moramo pri načrtovanju improvizirati (npr. včasih metafore niso razumljive) in
- funkcionalnost ne sme biti omejena na račun preprostosti.

Pri izdelavi uporabniškega vmesnika smo sledili konceptom direktne manipulacije grafičnih objektov. Načeloma je večina konceptov pogojena že z uporabo uporabljenega razvojnega orodja, ki omogoča hitro izdelavo grafičnih uporabniških vmesnikov za operacijski sistem MS Windows. Akcijo povleci-spusti smo implementirali le pri manipuliranju oznak, kar omogoča uporabniku preprosto prestavljanje oznak za premike srednje električne srčne osi na ustrezna mesta. Pri oblikovanju in razvoju grafičnega uporabniškega vmesnika smo tako upoštevali še:

- konsistenco (uniformnost, logičnost) grafičnih gradnikov,
- vizualno kodiranje (pomembna obvestila so izpisana z rdečo ali krepko pisavo),
- sprotno prikazovanje pomembne povratne informacije (npr. pri branju časovnih vrst s trdega diska vmesnik uporabniku sproti sporoča odstotek prebranih podatkov) z omejenim prikazovanjem napak,

Poglavitne operacije (delo z datotekami, spreminjanje globalnih nastavitev, prestavljanje med okni ter dodajanje in odzemanje časovnih vrst) so na voljo preko glavnega menija, pri katerem smo uporabili model FEVH (angl. File, Edit, View in Help). Funkcionalna dekompozicija z vidika uporabniške izkušnje (izhaja iz razpoložljivih možnosti v glavnem meniju) je prikazana na sliki 21 na naslednji strani. Pri tem so uporabniku na voljo operacije za branje datotek tipa WFDB zbirke LTST DB, pripadajočih tekstovnih datotek, oznak ter splošnih tekstovnih datotek, v katerih so zapisane časovne vrste, ki so v skladu z zahtevanim formatom v tabeli 7, operacije za manipulacijo prikaza časovnih vrst, shranjevanje nastavitev, itd.

Pred vizualizacijo časovnih vrst je le-te potrebno naložiti v pomnilnik, tako da se v glavnem oknu prikaže seznam vseh razpoložljivih časovnih vrst značilk in oznak. Pri tem programska oprema v pomnilnik prebere vse znane datoteke zbirke LTST DB za izbran zapis, če le-te obstajajo. Nato sledi branje vseh prevzorčenih časovnih vrst (tekstovne datoteke s končnico `_raw.dmy`), ne-prevzorčenih časovnih vrst (`_fin.dmy`) ter oznak v datotekah `.16a` tipa WFDB. Na takšen način smo zagotovili, da programska oprema vhodne datoteke naloži samo enkrat. Na sliki 22 (na naslednji strani) je prikazan primer glavnega okna po branju podatkov zapisa zbirke LTST DB s20011 v pomnilnik. Vse znane časovne vrste in oznake zbirke LTST DB se v slednjem seznamu samodejno hierarhično uredijo. V nadaljevanju je možno časovne vrste ročno združevati v nabore časovnih vrst ali neposredno dodajati označene časovne vrste v samodejno ustvarjen nabor (npr. za dodajanje nivoja segmenta ST za vse odvode v združen nabor) ali v ločene nabore (npr. za dodajanje vseh KL koeficientov v ločene nabore). Nabore časovnih vrst je potrebno le še dodati v aktivni graf, katerega je potrebno predhodno ustvariti. Z navedenimi akcijami uporabnik v glavnem oknu ustvarja poljubno podobo aktivnega grafa.



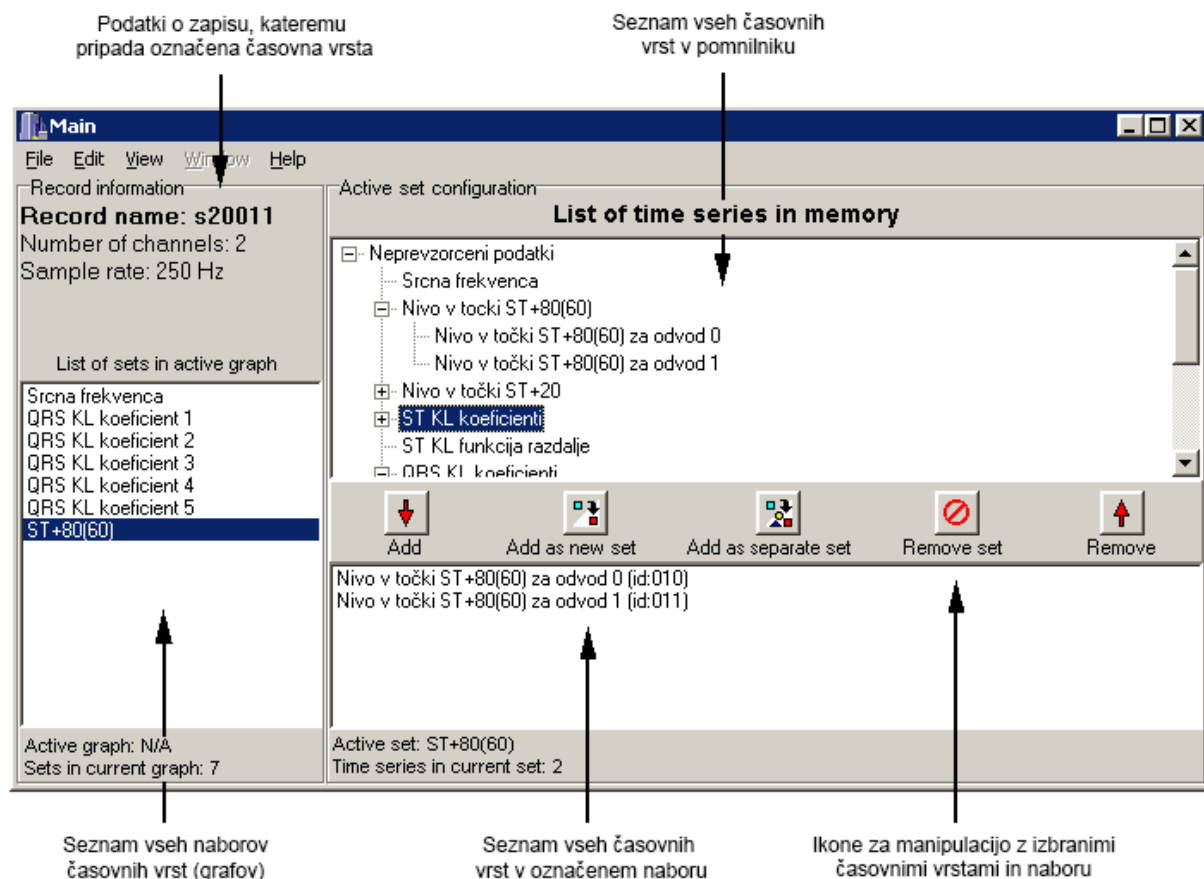
(1) Izbira ni na voljo, če oznake niso naložene v pomnilnik.

(2) Izbira ni na voljo, če časovne vrste niso naložene v pomnilnik.

(3) Izbira ni na voljo, če ni ustvarjen niti en graf.

Slika 21: Funkcionalna dekompozicija razvitega orodja za vizualizacijo časovnih vrst (z vidika glavnega menija). Nekatere izbire niso na voljo, če v pomnilniku ni relevantnih podatkov.

Opisani postopek ustvarjanja grafov ter spreminjanja nastavitev je sicer zamuden, zato orodje omogoča še možnost prikaza »privzetih« grafov (vključuje kombinacije časovnih vrst, ki so najpogostejše uporabljene za vizualizacijo časovnih vrst in oznak zbirke LTST DB). Nenazadnje smo implementirali tudi shranjevanje (in branje) vseh nastavitev aktivnega grafa v posebne nastavitvene datoteke, kar omogoča hitro in konsistentno vizualizacijo vseh posnetkov zbirke.



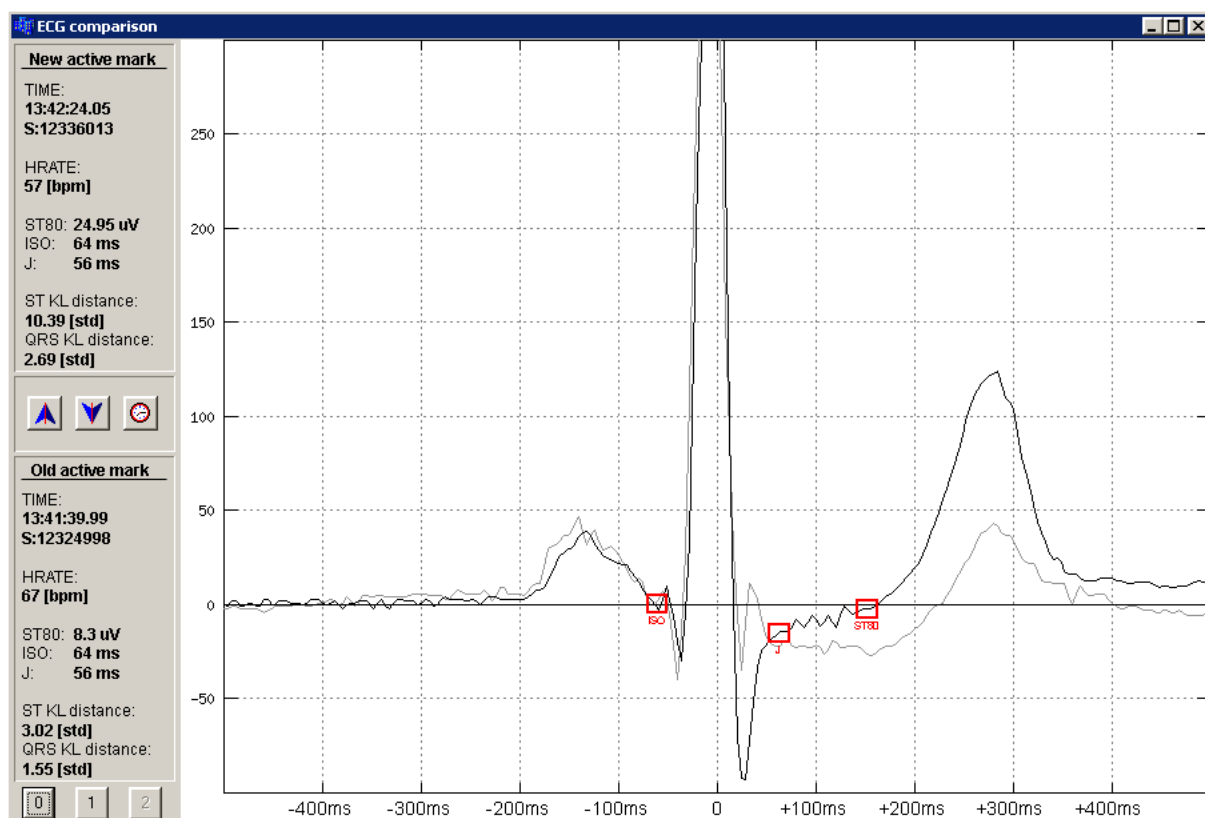
Slika 22: Prikaz glavnega okna razvite programske opreme po branju datotek zapisa zbirke LTST DB v pomnilnik, ki omogoča manipulacijo naborov časovnih vrst v aktivnem grafu.

Z opisanim načinom ustvarjanja in spreminjanja trenutno aktivnega grafa je možno prikazati več povsem različnih naborov časovnih vrst v ločenih oknih, kar je skladno z zastavljenimi cilji in zahtevami v okviru razvoja enostavnega orodja za vizualizacijo časovnih vrst zbirke LTST DB. V tem je hkrati razvidno, da je z možno z ustvarjanjem več neodvisnih grafov primerjati različne zapise zbirke LTST DB. Na sliki 23 (na naslednji strani) je prikazan primer neodvisne vizualizacije časovnih vrst za dva zapisa zbirke LTST DB, in sicer sta v sprednjem oknu prikazani prevzorčena srčna frekvenca in nivo segmenta ST (za oba odvoda) zapisa s20011, medtem ko so v oknu na sredini prikazani prevzorčeni koeficienti in Mahalanobisova razdalja KLT zapisa s30572 ter v oknu v ozadju še posnetek elektrokardiograma za oba odvoda.



- nastavljanje prikaza mreže (po abscisi in ordinati),
- izbiro amplitudne skale (za znane časovne vrste se prikaže spustni meni, ki omogoča izbiro amplitudne skale, npr. pri KL koeficientih so to standardne deviacije, pri srčni frekvenci št. utripov/minuto, pri nivoju segmenta ST  $\mu\text{V}$ , itd.),
- spreminjanje velikosti nabora časovnih vrst na risalni površini,
- povečevanje in zmanjševanje amplitudne skale ter
- povečevanje in zmanjševanje časovne skale.

Razvita programska oprema omogoča še primerjavo morfologije ter ključnih diagnostičnih in morfoloških značilk dveh utripov, ki ju izberemo z oznakami na aktivnem grafu. Pri tem orodje izriše osnovni posnetek elektrokardiograma od časa FP-500ms do FP+500ms za oba utripa v izbranem odvodu (predhodno odšteje vrednost izoelektričnega nivoja) [11]. Diagnostične in morfološke značilke se preberejo iz datoteke s končnico `_fin.dmy`. Na sliki 24 je prikazan srčni utrip pred in po premiku srednje električne srčne osi v posnetku s20041.



Slika 24: Okno za prikaz osnovnih posnetkov elektrokardiograma ob aktivnih oznakah. Na levi strani okna so izpisane vrednosti ključnih diagnostičnih in morfoloških značilk za oba utripa

## Poglavje 4      **Združevanje časovnih vrst vektorjev značilk**

### **4.1 Združevanje časovnih vrst vektorjev značilk segmenta ST in kompleksa QRS elektrokardiogramov zbirke LTST DB**

Na podlagi predstavitve ključnih razpoložljivih podatkov zbirke LTST DB v prejšnjih razdelkih je razvidno, da so posamezne oznake in časovne vrste značilk zapisane v heterogenih datotekah tipa WFDB in tekstovnih datotekah. V okviru zadane naloge karakterizacije časovnih vrst vektorjev značilk zbirke LTST DB smo se že predhodno odločili vse matematično zahtevne analize opraviti z uporabo namenskega programskega paketa za numerično analizo Octave ali Matlab, zato je bilo potrebno predhodno vse relevantne podatke zbirke LTST DB pretvoriti v ustrezno obliko, ki je primernejša za nadaljnjo uporabo v slednjih okoljih.

V okviru slednje pretvorbe smo morali posebno pozornost posvetiti združevanju časovnih vrst različnih diagnostičnih in morfoloških značilk zbirke LTST DB, in sicer predvsem zaradi morebitnega neujemanja časovnih vrst v smislu različnih časovnih indeksov  $t(i,j)$  posameznih vektorjev značilk  $j$ -tega utripa v  $i$ -tem odvodu (časovne vrste so zapisane v različnih izhodnih datotekah z lastnimi časovnimi indeksi) ter morebitnih manjkajočih srčnih utripov v različnih časovnih vrstah (zaradi različnih postopkov izločanja šumnatih srčnih utripov). Za primer vzemimo ključne razpoložljive časovne vrste značilk za zapis s30781 zbirke LTST DB, ki so porazdeljene v več različnih datotek. V tabeli 10 je razvidno, kakšne so dolžine posameznih časovnih vrst vektorjev značilk (ali koliko je oznak) v različnih datotekah zbirke LTST DB za zapis s30781. Že na tem primeru je razvidno, da različne časovne vrste vsebujejo vektorje značilk za manjše ali večje število srčnih utripov (zato za posamezne srčne utripe  $(i,j)$  ne obstaja enostavna preslikava 1:1 med razpoložljivimi časovnimi vektorji značilk zbirke LTST DB).

V splošnem za zapise zbirke LTST DB velja, da je največ oznak srčnih utripov v datotekah (.atr) in (.ari), vendar slednje ne vsebujejo časovnih vrst ključnih diagnostičnih in morfoloških značilk. V datotekah z novimi časovnimi vrstami vektorjev značilk transformacije LPT in KLT so zapisani vektorji značilk za občutno več srčnih utripov (v .noc, .loc, .kls in .nks izločanje ni bilo tako selektivno) kot v predhodnih datotekah z originalnimi časovnimi vrstami vektorjev diagnostičnih in morfoloških značilk (\_fin.dmy in .16a). Določene datoteke (npr. .stf) vsebujejo le prevzorčene časovne vrste pri frekvenci 0,5 Hz (npr. deviacija segmenta ST), ki so bile

pravzaprav ključne pri odkrivanju in označevanju signifikantnih sprememb nivoja segmenta ST, zato so v datotekah z njihovimi oznakami (.sta, .stb in .stc) uporabljeni kar časovni indeksi slednjih prevzorčenih časovnih vrst (npr. za vse prehodne epizode segmenta ST je čas njihovega začetka, ekstrema in konca vedno mnogokratnik 500 vzorcev = 250 vzorcev/sekundo \* 0,5 Hz).

Vir (končnica datoteke)	Število srčnih utripov (št. oznak ali dolžina časovne vrste značilke)	Kratek opis ali komentar
(.ari)	109.601	Samodejne oznake srčnih utripov (Aristotle).
(.atr)	110.087	Ročne oznake srčnih utripov.
(.16a)	$293.859 = 3 * 97.953$	Diagnostične značilke za segment ST (po odvodih).
(.fin.dmy)	97.969	Prvotne časovne vrste (nivo segmenta ST, itd.).
(.stf)	40.257	Prevzorčene časovne vrste pri frekvenci 0,5 Hz.
(.loc)	109.495	Ne-normalizirani koeficienti in rezidualne napake LPT.
(.noc)	109.495	Normalizirani koeficienti in rezidualne napake LPT.
(.kls)	109.442	Ne-normalizirani koeficienti in rezidualne napake KLT.
(.nks)	109.442	Normalizirani koeficienti in rezidualne napake KLT.

Tabela 10: Dolžina časovnih vrst vektorjev značilke ali število oznak (število srčnih utripov) v ključnih datotekah zbirke LTST DB za zapis s30781.

## 4.2 Programska oprema za združevanje časovnih vrst

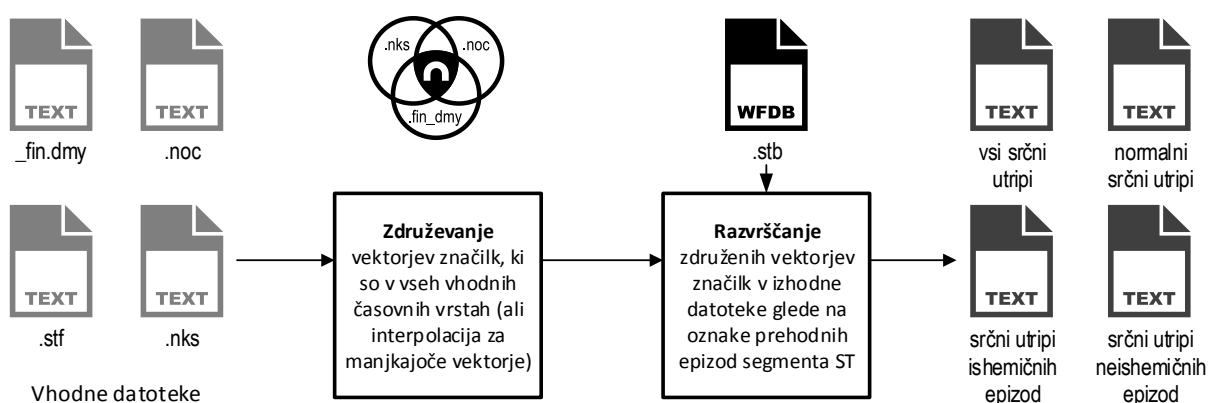
Na podlagi predhodno opisanih razlik v razpoložljivih časovnih vrstah je povsem razvidno, da je bilo potrebno v sklopu medsebojne primerjave in študije medsebojne korelacije več heterogenih (vhodnih) časovnih vrst značilke le-te združiti v samostojne (izhodne) časovne vrste, ki za vsak zapis zbirke LTST DB vsebuje združene vektorje značilke samo za (pod)množico srčnih utripov, za katere obstajajo značilke v vseh vhodnih časovnih vrstah. *Pri tem smo dovolili določeno odstopanje v časovnih oznakah  $t(i,j)$  posameznih vektorjev značilke v različnih vhodnih časovnih vrstah. Upoštevali smo, da so vektorji značilke za določen srčni utrip prisotni v vseh vhodnih časovnih vrstah, če se njihove časovne oznake  $t(i,j)$  medsebojno razlikujejo za največ 8 ms. V končni (združeni) izhodni časovni vrsti smo za vektorje značilke posameznih srčnih utripov uporabili časovne oznake  $t(i,j)$  iz poljubno izbrane referenčne vhodne časovne vrste.*

V procesu združevanja je potrebno še razlikovati med vektorji značilke srčnih utripov, ki so na intervalih veljavnih prehodnih ishemičnih ali neishemičnih epizod segmenta ST (upoštevajoč oznake v datotekah .sta, .stb. ali .stc - odločili smo se upoštevati oznake po protokolu B), ter med vektorji značilke »normalnih« srčnih utripov z vidika segmenta ST (zajema tiste srčne utripe, ki so na intervalih izven vseh prehodnih epizod segmenta ST). Načeloma bi bilo možno z izbranim orodjem za numerično analizo izvesti opisano združevanje vektorjev značilke, vendar smo se v prid enostavnosti in fleksibilnosti odločili razviti namensko programsko orodje v jeziku C++, ki omogoča poljubno združevanje vhodnih časovnih vrst v izhodne datoteke z



združenimi vektorji značilnk, ki so lahko dodatno razvrščeni še v različne izhodne datoteke glede na preučevano kategorijo srčnih utripov, katere so razvidne v tabeli 6. Vse združene časovne vrste smo zapisali v tekstovne izhodne datoteke za vsak posamezni zapis zbirke LTST DB.

Na sliki 25 je nazorno prikazano delovanje razvite programske opreme, ki za vsak zapis zbirke LTST DB v pomnilnik naloži ključne vhodne časovne vrste iz več vhodnih datotek, izloči vse manjkajoče srčne utripe (tiste, za katere ne obstajajo vektorji značilnk v vseh vhodnih datotekah) ter za vse »veljavne« srčne utripe združi vhodne vektorje značilnk in jih zapiše v različne izhodne tekstovne datoteke (npr. glede na to, ali je srčni utrip na intervalu med začetkom in koncem veljavnih prehodnih epizod segmenta ST ali ne, ločeno za vsak odvod, itd.). *Na navedeni način smo ustvarili več kot 50 GB izhodnih datotek, ki smo jih uporabili za vse nadaljnje analize.*



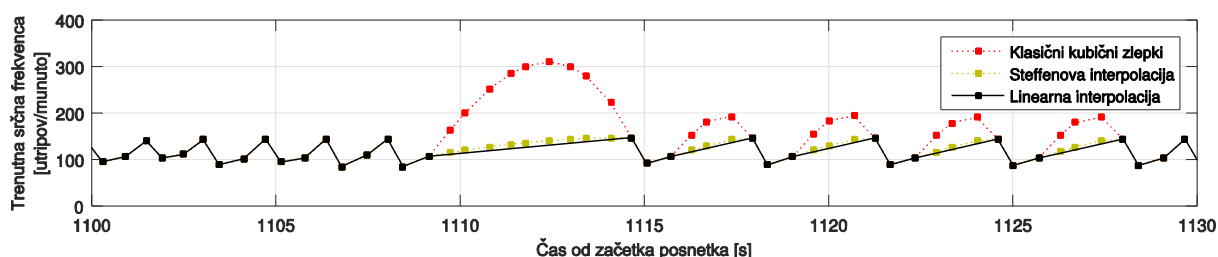
Slika 25: Nazoren prikaz delovanja programske opreme za združevanje časovnih vrst. Časovne vrste vektorjev značilnk v vhodnih datotekah orodje združi glede na časovni indeks vektorjev in jih razporedi v izhodne datoteke glede na oznake prehodnih ishemičnih epizod segmenta ST.

### 4.3 Aproximacija manjkajočih vektorjev značilnk

V tem razdelku moramo omeniti, da programska oprema pravzaprav omogoča delovanje v dveh različnih načinih, in sicer bodisi z izločanjem srčnih utripov, za katere ne obstajajo vektorji v vseh časovnih vrstah, bodisi z aproksimacijo manjkajočih vektorjev značilnk. Hkrati je na sliki 25 razvidno, da je med vhodnimi podatki še prevzorčena časovna vrsta v datoteki .stf, ki se sicer ne upošteva pri združevanju časovnih vrst vektorjev značilnk (v iskanju preseka), temveč smo vrednosti vektorjev značilnk aproksimirali v času  $t(i,j)$  za vse srčne utripe v izhodni množici.

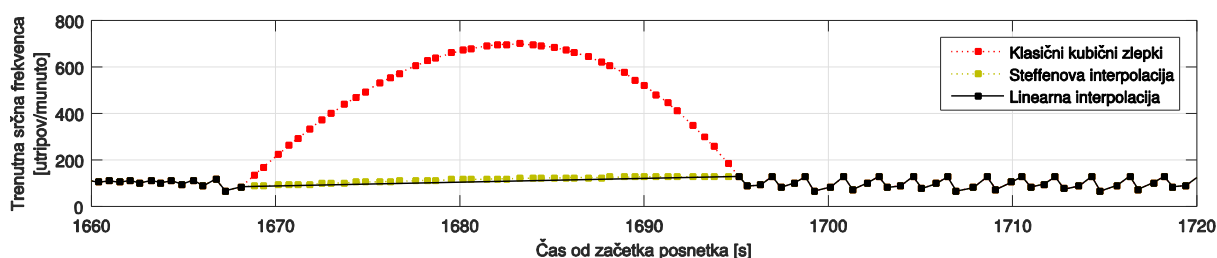
Pri združevanju časovnih vrst vektorjev značilnk smo se občasno posluževali kombinacije obeh načinov, in sicer le takrat, ko smo želeli v združene datoteke časovnih vrst vektorjev značilnk transformacije KLT (.nks) in transformacije LPT (.noc) vključiti še »podporne značilke« (npr. trenutno frekvenco srčnega utripa, ki ni vsebovana v nobeni od slednjih datotek, a bi znala

koristiti v okviru nadaljnje analize). V tovrstnih primerih smo pri tistih srčnih utripih v izhodni množici, ki nimajo pripadajočih vektorjev značilk v »podpornih časovnih vrstah«, njihove manjkajoče vrednosti preprosto aproksimirali z uporabo interpolacije med znanimi sosednjimi vrednostmi. Za nazorni primer vzemimo obstoječo časovno vrsto trenutne srčne frekvence, ki je vsebovana v datotekah `_fin.dmy`. V slednji časovni vrsti je zaradi predhodnega izločanja šumnatih utripov več intervalov, v katerih ni podatkov (intervali brez znane vrednosti značilke). Za potrebe aproksimacije vrednosti značilk na teh intervalih bi lahko uporabili navadno linearno interpolacijo med robnimi točkami, vendar smo želeli uporabiti metodo interpolacije z zveznimi odvodi med zlepkami. Prvotno smo uporabili klasično interpolacijo s kubičnimi zlepkami, vendar se je nemudoma izkazalo, da je metoda za slednji namen povsem neuporabna. Namreč pri daljših intervalih brez znane vrednosti so bile v aproksimirani časovni vrsti značilk prisotne izrazite lokalne oscilacije. Nazorni primer najdemo npr. že med prvo prehodno ishemično epizodo segmenta ST v drugem odvodu zapisa s30771; Na sliki 26 je prikazan graf aproksimiranih vrednosti trenutne srčne frekvence za srčne utripe, za katere sicer obstaja vektor značilk v datotekah `.noc` in `.nks`, vendar ne v datotekah `_fin.dmy`. Vrednosti trenutne srčne frekvence smo na intervalih brez znane vrednosti aproksimirali z uporabo dveh različnih metod interpolacije.



Slika 26: Aproksimacija trenutne srčne frekvence za srčne utripe zapisa s30771 na intervalih, kjer ni znane vrednosti (18,5 minut po začetku posnetka), z uporabo različnih interpolacije.

Na sliki 26 je povsem razvidno, da je bilo predhodno izločanje šumnatih utripov v originalnih časovnih vrstah diagnostičnih in morfoloških značilk občutno izrazitejše kot pri generiranju novih časovnih vrst vektorjev značilk transformacije KLT in LPT. V kolikor za aproksimacijo značilk na intervalih brez znane vrednosti uporabimo klasično interpolacijo na podlagi kubičnih zlepkov se pri daljših intervalih brez znane vrednosti pogosto pojavijo izrazite in nesprejemljive lokalne oscilacije. Zato smo za aproksimacijo manjkajočih vrednosti uporabili Steffenovo interpolacijo, ki še vedno uporablja zvezne in gladke zlepk, ki so monotoni in ne izkazujejo lokalne oscilacije [17]. Za implementacijo interpolacije smo uporabili knjižnico *GNU Scientific Library* [18]. Iz konkretnega primera na sliki 26 je razvidno, da je pri aproksimaciji trenutne srčne frekvence na intervalu brez znane vrednosti (18,5 minut po začetku posnetka) z uporabo klasične interpolacije s kubičnimi zlepkami vrednost presegla 300 utripov/minuto (drugje v posnetku celo do 700 utripov/minuto, kot je to razvidno na sliki 27), kar je povsem nerealno.



Slika 27: Aproksimacija trenutne srčne frekvence za srčne utripe zapisa s30771 na intervalih, kjer ni znane vrednosti (28 minut po začetku posnetka), z uporabo različnih metod interpolacije.

Zaradi vseh navedenih razlogov smo se interpolacije manjkajočih vektorjev značilk posluževali le po potrebi, in sicer le v okviru obstranske karakterizacije (npr. pri študiji morebitne korelacije trenutne srčne frekvence in rezidualne napake transformacije LPT in KLT).

#### 4.4 Metapodatki za združene časovne vrste vektorjev značilk na intervalih prehodnih epizod segmenta ST ter format izhodne datoteke

V prvo vrstico vseh datotek za shranjevanje časovnih vrst vektorjev značilk na intervalih prehodnih epizod segmenta ST smo zapisali še metapodatke o epizodi, ki so navedeni v tabeli 11. Navedene metapodatke smo uporabili po potrebi pri karakterizaciji časovnih vrst vektorjev značilk v okviru študije morebitne odvisnosti pridobljenih celotnih povprečnih statistik (na nivoju ishemičnih ali neishemičnih epizod segmenta ST) od dolžine epizod segmenta ST, magnitude deviacije segmenta ST, povprečne trenutne srčne frekvence ali povprečnega nivoja segmenta ST v točki J+80(60)ms, vendar pri tem pogledu izrazitih odvisnosti nismo odkrili.

Stolpec (le v 1. vrstici)	Vrednost
1	Številka odvoda $i=\{0,1,2\}$ .
2	Zaporedna št. epizode v $i$ -tem odvodu.
3	Čas začetka epizode (v št. vzorcev posnetka elektrokardiograma, $f_s=250\text{Hz}$ ).
4	Čas ekstrema epizode (v št. vzorcev posnetka elektrokardiograma, $f_s=250\text{Hz}$ ).
5	Čas konca epizode (v št. vzorcev posnetka elektrokardiograma, $f_s=250\text{Hz}$ ).
6	Deviacija segmenta ST ob začetku epizode (v $\mu\text{V}$ ).
7	Deviacija segmenta ST ob ekstremu epizode (v $\mu\text{V}$ ).
8	Deviacija segmenta ST ob koncu epizode (v $\mu\text{V}$ ).
9	Povprečni nivo segmenta ST v točki J+80(60) (povprečje je izračunano za vse zajete srčne utripe v združeni časovni vrsti vektorjev značilk).
10	Povprečna trenutna srčna frekvenca (povprečje je izračunano za vse zajete srčne utripe v združeni časovni vrsti vektorjev značilk).

Tabela 11: Format zapisa metapodatkov v prvi vrstici izhodnih datotek za združene časovne vrste vektorjev značilk na intervalih prehodnih epizod segmenta ST.

## 4.5 Podatki za izračun celotnih statistik

Pri izračunu celotnih skupnih in celotnih povprečnih statistik je pri enačbah v poglavju 2.10 v imenovalcu uporabljeno različno število D glede na nivo statistike ter kategorijo upoštevanih srčnih utripov, ki so navedene v tabeli 6. V tabeli 12 so razvidni koeficienti, ki smo jih uporabljali pri izračunu vseh posameznih statistik, ko smo za referenčno časovno vrsto pri združevanju vzeli nove časovne vrste transformacije LPT in KLT. Na nivoju prehodnih epizod statistike z upoštevanjem vseh utripov ali normalnih srčnih utripov (jih ni) seveda niso možne.

Kategorija \ Nivo statistike	Vsi utripi	Normalni srčni utripi	Srčni utripi ishemičnih epizod	Srčni utripi neishemičnih epizod
Posnetek	86	86	66	26
Prehodna epizoda	/	/	1.118	228
Srčni utrip (vsi odvodi)	19.797.507	18.366.309	1.114.788	287.868

Tabela 12: Podatki za izračun celotnih povprečnih in celotnih skupnih statistik (število D) pri združevanju novih časovnih vrst vektorjev morfoloških značilk transformacije LPT in KLT.

Za nazorni primer vzemimo celotne povprečne statistike na nivoju posnetkov z upoštevanjem podmnožice (ali kategorije) srčnih utripov ishemičnih epizod segmenta ST – iz zgornje tabele je razvidno, da je bil pri izračunu celotne povprečne statistike uporabljen  $D=66$ , ker je v zbirki LTST DB natanko 66 posnetkov, ki vsebujejo eno ali več veljavnih prehodnih ishemičnih epizod segmenta ST (z začetkom in koncem), označenih po protokolu B, neodvisno od odvoda. Hkrati je razvidno, da je natanko 20 posnetkov takšnih, ki ne vsebujejo niti ene veljavne ishemične prehodne epizode, zato jih kot takšne ne upoštevamo pri izračunih statistik.

Za referenco pri združevanju časovnih vrst je možno namesto novih časovnih vrst uporabiti prvotne (starejše) časovne vrste diagnostičnih in morfoloških značilk, pri katerih je bilo občutno več srčnih utripov izločenih na podlagi filtriranja v prostoru KLT z baznimi funkcijami, ki so bile pridobljene na osnovi zbirke ESC DB. V postopku združevanja novih in prvotnih časovnih vrst smo vse srčne utripe, ki niso v referenčni časovni vrsti, enostavno izločili, zato je bilo potrebno pri izračunu statistik uporabiti prilagojene koeficiente, ki so razvidni v tabeli 13.

Kategorija \ Nivo statistike	Vsi utripi	Normalni srčni utripi	Srčni utripi ishemičnih epizod	Srčni utripi neishemičnih epizod
Posnetek	86	86	66	26
Prehodna epizoda	/	/	1.118	228
Srčni utrip (vsi odvodi)	17.460.889	16.229.684	970.725	237.080

Tabela 13: Podatki za izračun celotnih povprečnih in celotnih skupnih statistik (število D) pri združevanju novih časovnih vrst vektorjev morfoloških značilk transformacije LPT in KLT.

## Poglavje 5      **Karakterizacija časovnih vrst vektorjev morfoloških značilnik transformacije LPT in KLT**

V tem poglavju so predstavljeni rezultati karakterizacije časovnih vrst vektorjev morfoloških značilnik transformacije KLT segmenta ST z novimi baznimi funkcijami, katere so bile pridobljene na osnovi celotne zbirke LTST DB, ter časovnih vrst vektorjev morfoloških značilnik segmenta ST z diskretno transformacijo na osnovi Legendrovih polinomov. Predhodno smo morali za potrebe nadaljnje obdelave v okolju Matlab (ali Octave) ter za pridobitev primerljivih rezultatov združiti več heterogenih časovnih vrst vektorjev diagnostičnih in morfoloških značilnik zbirke LTST DB v nove datoteke. V slednjem postopku, ki je nazorno prikazan na sliki 25, smo za vsak srčni utrip v referenčni časovni vrsti združili naslednje značilke:

- Vektorji novih značilnik LPT in KLT za vse odvode posnetka (z normaliziranimi koeficienti  $s_{L,k}(i,j)$  (2.22) in  $s_{K,k}(i,j)$  (2.26) ( $k=1..9$ ) v datotekah .nks in .noc),
- Mahalanobisove razdalje vektorjev novih značilnik v prostoru LPT  $d_{L(N)i}(\text{ref},j)$  in KLT  $d_{K(N)i}(\text{ref},j)$  ( $N=1..9$ ) za vse odvode posnetka z uporabo normaliziranih koeficientov (2.15). Referenčni vzorec pri izračunu Mahalanobisove razdalje je prvi vektor koeficientov transformacije LPT in KLT v združeni časovni vrsti ( $\text{ref}=0$ ).
- normalizirane srednje kvadratične rezidualne napake (krajše rezidualne napake)  $r_{L(N)}(i,j)$  (2.24) in  $r_{K(N)}(i,j)$  (2.28) pri aproksimaciji segmenta ST z uporabo prvih  $N=1..9$  koeficientov transformacije LPT ali KLT za vse odvode posnetka (slednje rezidualne napake so v zbirki LTST DB že izračunane, prebrali smo jih iz datotek .nks in .noc),
- prvotne diagnostične značilke (srčna frekvenca  $HR(i,j)$  (2.7), nivo segmenta ST v točki  $J+80(60)\text{ms}$   $\text{stlev}(i,j)$  (2.5), nivo segmenta ST v točki  $J+20\text{ms}$   $\text{stlev}_{20}(i,j)=\text{stamp}_{20}(i,j)-\text{isolev}(i,j)$  in izračunan nagib segmenta ST  $\text{stslope}(i,j)$  (2.6) (za vse odvode posnetka na podlagi časovnih vrst v datotekah \_fin.dmy; manjkajoče vzorce smo aproksimirali) ter
- deviacija segmenta ST  $\text{stdev}(i,j)$  (2.16) za vse odvode posnetka, ki smo jo aproksimirali za vsak srčni utrip ( $i,j$ ) iz prevzorčene časovne vrste deviacije segmenta ST  $\text{stdev}(i,n)$  (v datotekah .stf je vsebovana prevzorčena časovna vrsta pri frekvenci 0,5Hz).

## 5.1 Rezidualne napake vektorjev značilnik transformacije LPT in KLT

V okviru karakterizacije novih časovnih vrst vektorjev značilnik transformacije LPT in KLT smo izračunali celotne povprečne in celotne skupne statistike za rezidualne napake  $r_{L(N)}(i,j)$  (2.24) in  $r_{K(N)}(i,j)$  pri uporabi prvih  $N$  ( $N=1..9$ ) koeficientov LPT in KLT, in sicer na nivoju posnetkov (tabela 14), prehodnih epizod (tabela 15) in srčnih utripov (tabela 16).

V vseh navedenih tabelah je z zeleno barvo označeno, katera transformacija (LPT ali KLT) pri danem številu koeficientov  $N$  nudi boljšo aproksimacijo segmenta ST. Z odebeljeno črto je označena ključna meja v smislu števila uporabljenih koeficientov, kjer z vidika povprečne rezidualne napake ena transformacija postane »konsistentno boljša« od druge vse do  $N=9$  (v prvem stolpcu je hkrati z zeleno barvo označena še tista transformacija, ki je »konsistentno boljša« za dano kategorijo srčnih utripov).

Vsi srčni utripi / Na nivoju posnetkov ( $D=86$ )

N	1	2	3	4	5	6	7	8	9
<b>LPT</b>	49,85 ± 13,06	20,76 ± 10,55	12,72 ± 7,98	9,45 ± 7,11	7,80 ± 6,36	6,54 ± 5,47	5,52 ± 4,88	4,68 ± 4,34	4,00 ± 3,78
<b>KLT</b>	35,50 ± 16,09	14,81 ± 10,26	8,88 ± 7,75	7,46 ± 7,00	6,59 ± 6,44	5,92 ± 5,82	5,15 ± 5,10	4,55 ± 4,64	3,92 ± 3,99
$\Delta$	14,35	5,95	3,84	1,99	1,21	0,62	0,37	0,13	0,08

Normalni srčni utripi / Na nivoju posnetkov ( $D=86$ )

N	1	2	3	4	5	6	7	8	9
<b>LPT</b>	51,19 ± 13,90	21,40 ± 10,99	13,08 ± 8,24	9,69 ± 7,32	8,00 ± 6,54	6,70 ± 5,62	5,65 ± 5,00	4,79 ± 4,45	4,10 ± 3,87
<b>KLT</b>	35,41 ± 16,63	15,06 ± 10,60	8,99 ± 7,97	7,55 ± 7,19	6,67 ± 6,61	6,00 ± 5,97	5,21 ± 5,22	4,60 ± 4,74	3,96 ± 4,07
$\Delta$	15,78	6,34	4,09	2,14	1,33	0,70	0,44	0,19	0,14

Srčni utripi ishemičnih epizod / Na nivoju posnetkov ( $D=66$ )

N	1	2	3	4	5	6	7	8	9
<b>LPT</b>	25,18 ± 13,10	9,77 ± 5,89	6,06 ± 3,95	4,46 ± 3,27	3,66 ± 2,83	3,09 ± 2,45	2,61 ± 2,13	2,21 ± 1,83	1,86 ± 1,56
<b>KLT</b>	27,39 ± 19,12	8,08 ± 5,66	5,09 ± 3,60	4,21 ± 3,10	3,68 ± 2,68	3,40 ± 2,41	2,97 ± 1,98	2,67 ± 1,70	2,34 ± 1,39
$\Delta$	-2,21	1,69	0,97	0,25	-0,02	-0,31	-0,36	-0,46	-0,48

Srčni utripi neishemičnih epizod / Na nivoju posnetkov ( $D=26$ )

N	1	2	3	4	5	6	7	8	9
<b>LPT</b>	43,49 ± 22,18	13,20 ± 9,83	9,50 ± 8,75	7,71 ± 8,00	6,68 ± 7,41	5,72 ± 6,62	4,94 ± 6,12	4,27 ± 5,58	3,64 ± 4,85
<b>KLT</b>	43,61 ± 21,66	11,48 ± 9,77	8,89 ± 8,93	7,67 ± 8,16	6,76 ± 7,55	6,10 ± 6,91	5,44 ± 6,25	4,92 ± 5,79	4,30 ± 5,00
$\Delta$	-0,12	1,72	0,61	0,04	-0,08	-0,38	-0,50	-0,65	-0,66

Tabela 14: Celotna povprečna residualna napaka  $r_{L(N)}$  in  $r_{K(N)}$  (v odstotkih) pri uporabi prvih  $N$  koeficientov transformacije LPT in KLT na nivoju posnetkov.

Srčni utripi ishemičnih epizod / Na nivoju prehodnih epizod (ishemične epizode) (D=1118)

N	1	2	3	4	5	6	7	8	9
<b>LPT</b>	26,41 ± 18,51	9,43 ± 8,66	5,65 ± 5,57	3,92 ± 4,47	3,15 ± 3,85	2,67 ± 3,38	2,28 ± 2,96	1,94 ± 2,56	1,65 ± 2,20
<b>KLT</b>	28,19 ± 23,45	7,73 ± 7,49	4,44 ± 4,70	3,76 ± 4,08	3,34 ± 3,56	3,11 ± 3,26	2,78 ± 2,80	2,53 ± 2,44	2,25 ± 2,03
$\Delta$	-1,78	1,70	1,21	0,16	-0,19	-0,44	-0,50	-0,59	-0,60

Srčni utripi neishemičnih epizod / Na nivoju prehodnih epizod (neishemične epizode) (D=228)

N	1	2	3	4	5	6	7	8	9
<b>LPT</b>	48,07 ± 21,73	12,32 ± 12,75	8,71 10,09	7,02 ± 8,85	6,00 ± 7,83	5,10 ± 6,79	4,37 ± 6,05	3,75 ± 5,38	3,19 ± 4,66
<b>KLT</b>	38,50 ± 25,25	10,63 ± 10,74	8,30 ± 9,25	7,18 ± 8,27	6,35 ± 7,47	5,79 ± 6,79	5,09 ± 5,98	4,57 ± 5,43	3,97 ± 4,62
$\Delta$	9,57	1,69	0,41	-0,16	-0,35	-0,69	-0,72	-0,82	-0,78

Tabela 15: Celotna povprečna residualna napaka  $r_{L(N)}$  in  $r_{K(N)}$  (v odstotkih) pri uporabi prvih N koeficientov transformacije LPT in KLT na nivoju prehodnih epizod.

Vsi srčni utripi / Na nivoju srčnih utripov (D=19797507)

N	1	2	3	4	5	6	7	8	9
<b>LPT</b>	50,11	20,48	12,35	9,10	7,53	6,33	5,34	4,53	3,88
<b>KLT</b>	36,67	14,76	8,73	7,32	6,46	5,81	5,06	4,47	3,85
$\Delta$	13,44	5,72	3,62	1,78	1,07	0,52	0,28	0,06	0,03

Normalni srčni utripi / Na nivoju srčnih utripov (D=18366309)

N	1	2	3	4	5	6	7	8	9
<b>LPT</b>	51,44	21,12	12,72	9,37	7,74	6,51	5,49	4,66	3,99
<b>KLT</b>	36,54	15,06	8,84	7,41	6,54	5,87	5,12	4,51	3,89
$\Delta$	14,90	6,06	3,88	1,96	1,20	0,64	0,37	0,15	0,10

Srčni utripi ishemičnih epizod / Na nivoju srčnih utripov (D=1114788)

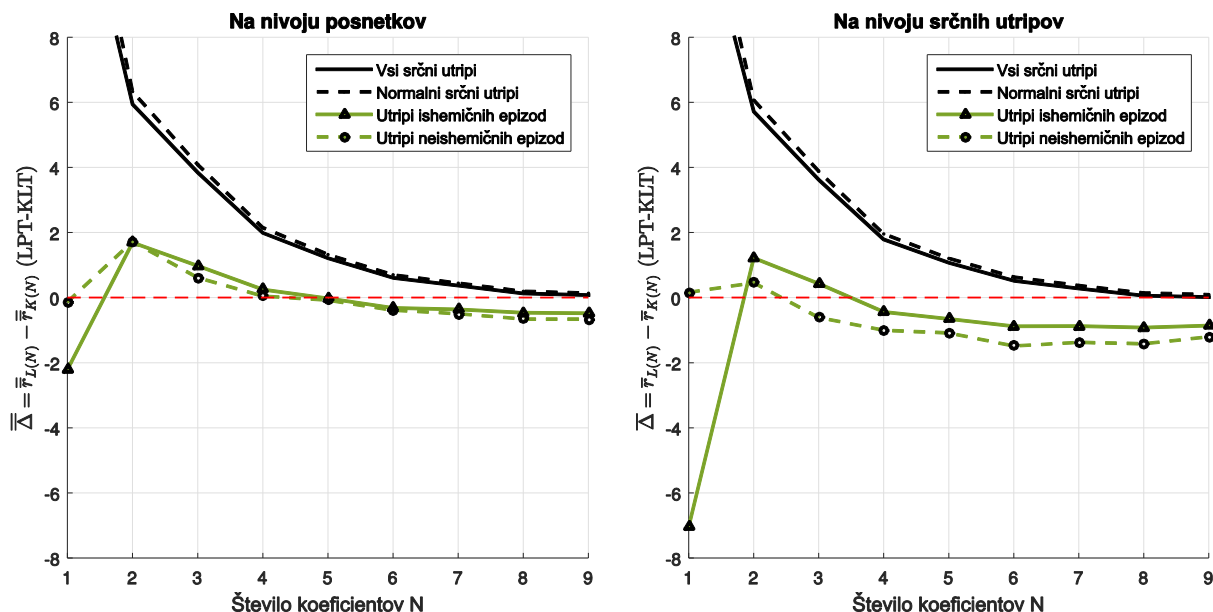
N	1	2	3	4	5	6	7	8	9
<b>LPT</b>	30,26	11,16	6,51	4,67	3,84	3,29	2,81	2,40	2,03
<b>KLT</b>	37,30	9,95	6,08	5,10	4,49	4,16	3,68	3,31	2,89
$\Delta$	-7,04	1,21	0,43	-0,43	-0,65	-0,87	-0,87	-0,91	-0,86

Srčni utripi neishemičnih epizod / Na nivoju srčnih utripov (D=287868)

N	1	2	3	4	5	6	7	8	9
<b>LPT</b>	43,80	15,89	11,47	9,47	8,01	6,69	5,60	4,72	3,96
<b>KLT</b>	43,64	15,43	12,08	10,47	9,10	8,17	6,97	6,13	5,17
$\Delta$	0,16	0,46	-0,61	-1,00	-1,09	-1,48	-1,37	-1,41	-1,21

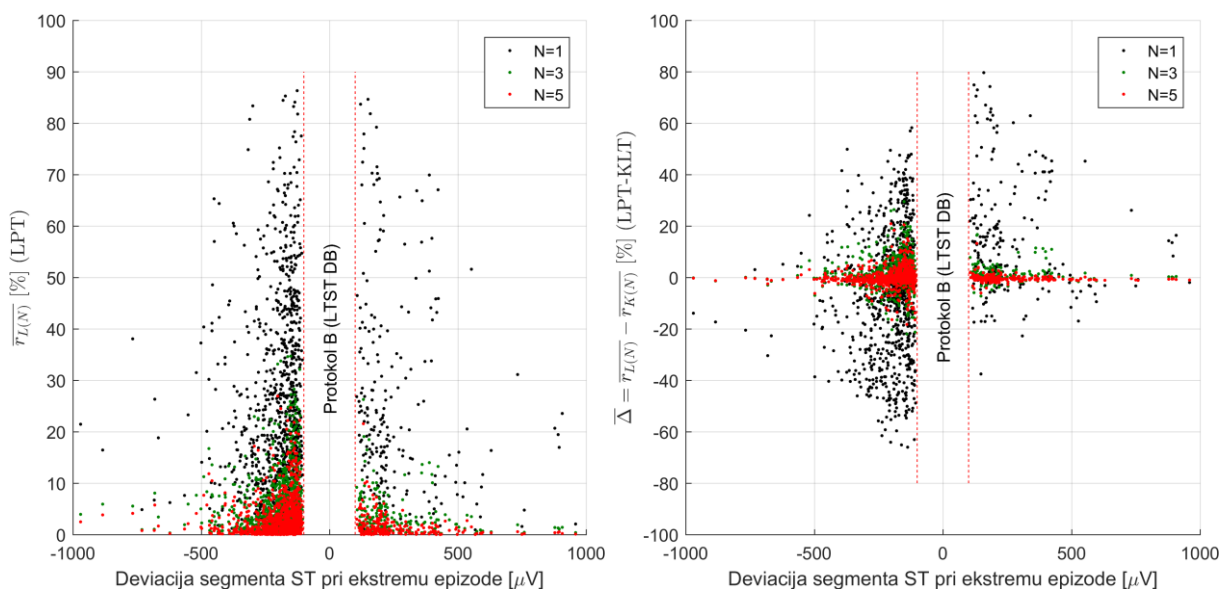
Tabela 16: Celotna skupna residualna napaka  $r_{L(N)}$  in  $r_{K(N)}$  (v odstotkih) pri uporabi prvih N koeficientov transformacije LPT in KLT na nivoju srčnih utripov.

V splošnem (za vse srčne utripe) je povprečna rezidualna napaka transformacije KLT manjša, kar seveda ni presenetljivo. Navedeno ne velja za srčne utripe prehodnih epizod segmenta ST, bodisi ishemičnih ali neishemičnih, kjer je povprečna rezidualna napaka transformacije LPT manjša že z uporabo 1. koeficienta LPT. Vendar je »moč« 2. koeficienta KLT občutno večja, ker nenadno zniža rezidualno napako, vse dokler jo transformacija LPT v smislu čim manjše rezidualne napake zopet ne »prehit« pri 5. koeficientu (slika 28 levo).



Slika 28: Razlika  $\Delta$  med povprečji rezidualnih napak transformacije LPT in KLT (LPT-KLT) pri uporabi N koeficientov na nivoju posnetkov (levo) in srčnih utripov (desno).

V nadaljevanju smo preučili še odvisnost povprečne rezidualne napake transformacije LPT za vse srčne utripe v posamezni ishemični epizodi od deviacije segmenta ST pri ekstremu te ishemične epizode. Na sliki 29 je prikazan razsevni diagram (angl. Scatter plot) deviacije segmenta ST pri ekstremu proti povprečni rezidualni napaki transformacije LPT (levo) oziroma proti razliki  $\Delta$  med povprečji rezidualnih napak transformacije LPT in KLT (levo) (N=1,3,5).



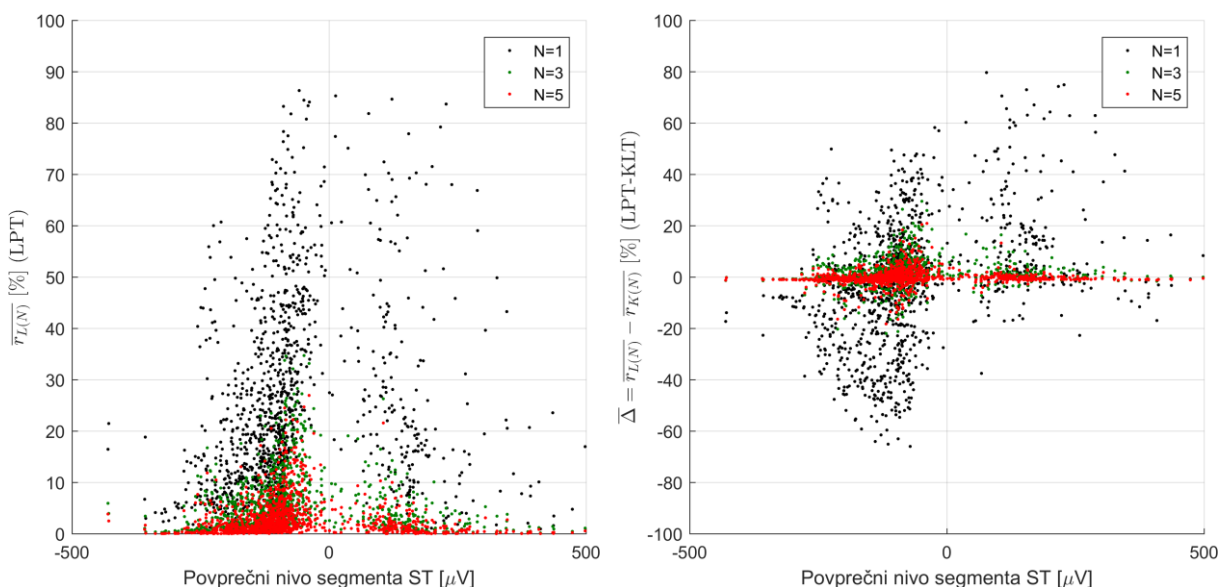
Slika 29: Razsevni diagram (za vse ishemične prehodne epizode) za ekstrem deviacije segmenta ST proti povprečni rezidualni napaki transformacije LPT pri uporabi N koeficientov (levo) oziroma proti razliki  $\Delta$  med povprečji rezidualnih napak transformacije LPT in KLT (desno).



Na podlagi slike 29 je hkrati razvidno naslednje:

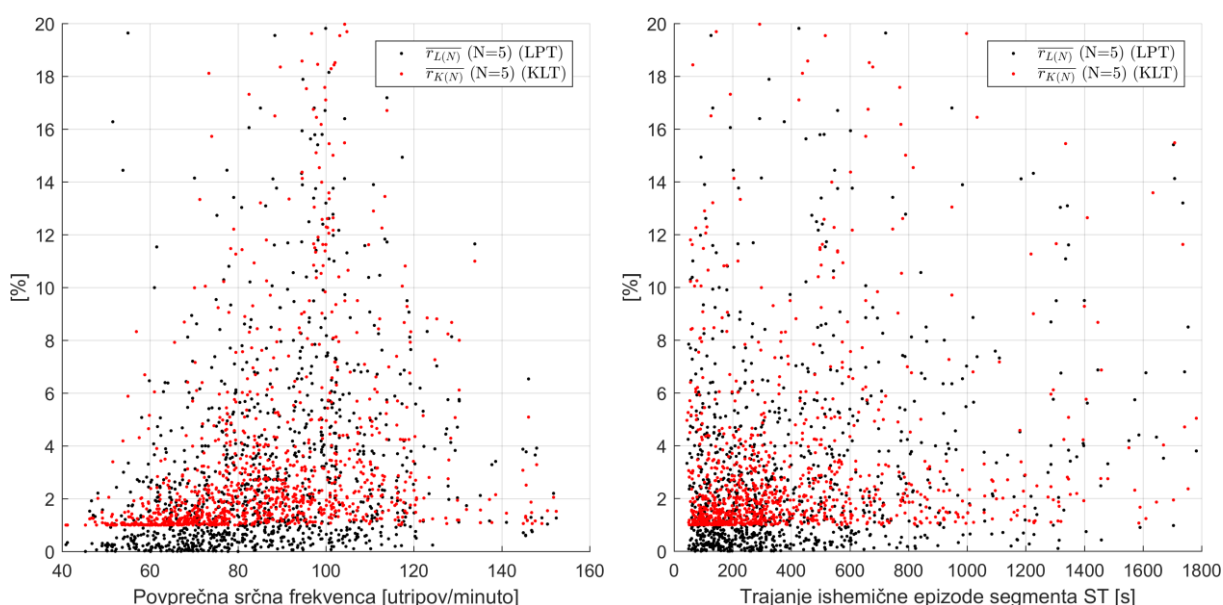
- V zbirki LTST DB je več ishemičnih epizod z negativno deviacijo segmenta ST pri ekstremih epizod (imenujmo jih negativne ishemične epizode) kot epizod s pozitivno deviacijo (imenujmo jih pozitivne ishemične epizode), kar je sicer znano dejstvo.
- Povprečna rezidualna napaka  $r_{L(N)}$  v ishemični epizodi je šibko odvisna od magnitude (absolutne vrednosti) deviacije segmenta ST pri ekstremu ishemične epizode (pri  $N=3$  je Pearsonov koeficient korelacije  $\rho=-0,31$ ,  $p_0=0.000$ ; rezultat je pričakovan, ker je za mero napake uporabljena normalizirana srednja kvadratična rezidualna napaka).
- Z vidika povprečne rezidualne napake je pri aproksimaciji segmenta ST z uporabo samo 1. koeficienta ( $N=1$ ) transformacija LPT »boljša« od transformacije KLT pri negativnih ishemičnih epizodah, medtem ko pri pozitivnih ishemičnih epizodah velja obratno.

Vsekakor ne smemo enačiti deviacije segmenta ST z nivojem segmenta ST (deviacija je le odmik od referenčnega nivoja in ne predstavlja absolutne vrednosti), zato smo v nadaljevanju preučili še morebitno odvisnost rezidualne napake od povprečne vrednosti nivoja segmenta ST in pri tem ugotovili podobne lastnosti. Na sliki 30 je prikazan razsevni diagram povprečnega nivoja segmenta ST proti povprečni rezidualni napaki  $r_{L(N)}$  (LPT) v ishemični prehodni epizodi (pri  $N=3$  je Pearsonov koeficient korelacije med povprečno magnitudo nivoja segmenta ST in povprečno rezidualno napako v ishemičnih epizodah enak  $\rho=-0,40$ ,  $p_0=0.000$ ).



Slika 30: Razsevni diagram (za vse ishemične prehodne epizode) za povprečni nivo segmenta ST proti povprečni rezidualni napaki transformacije LPT pri uporabi N koeficientov (levo) oziroma proti razliki  $\Delta$  med povprečji rezidualnih napak transformacije LPT in KLT (desno).

V zadnjem koraku smo še preverili, ali obstaja morebitna povezava med povprečno srčno frekvenco (ali trajanjem ishemične epizode) ter razliko  $\Delta$  med povprečji rezidualnih napak transformacije LPT in KLT (LPT-KLT). Na sliki 31 sta prikazana razsevna diagrama, ki smo jih pripravili v iskanju morebitne odvisnosti med srčno frekvenco, trajanjem epizode in rezidualno napako, kjer je razvidna šibka povezava med njimi relativno šibka (pri  $N=5$  je Pearsonov koeficient  $\rho=0,35$  in  $p=0.000$ ). Podobno kot na prejšnjih slikah je tudi na sliki 31 razvidno, da je pri ishemičnih epizodah transformacija LPT z vidika povprečne rezidualne napake boljša kot transformacija KLT. Na slednji sliki smo v prid preglednosti prikazali le povprečne rezidualne napake (ali razlike  $\Delta$  LPT-KLT) pri uporabi  $N=5$  koeficientov LPT oziroma KLT ter izpustili vrednosti izven skale na abscisi in ordinati.



Slika 31: Razsevni diagram (za vse ishemične prehodne epizode) za povprečno srčno frekvenco (levo) oziroma trajanja epizode (desno) proti povprečni rezidualni napaki pri uporabi prvih 5 koeficientov transformacije LPT (s črtno barvo) in KLT (z rdečo barvo).

## 5.2 Srednje razlike med Mahalanobisovimi razdaljami vektorjev značilk v prostorih LPT in KLT

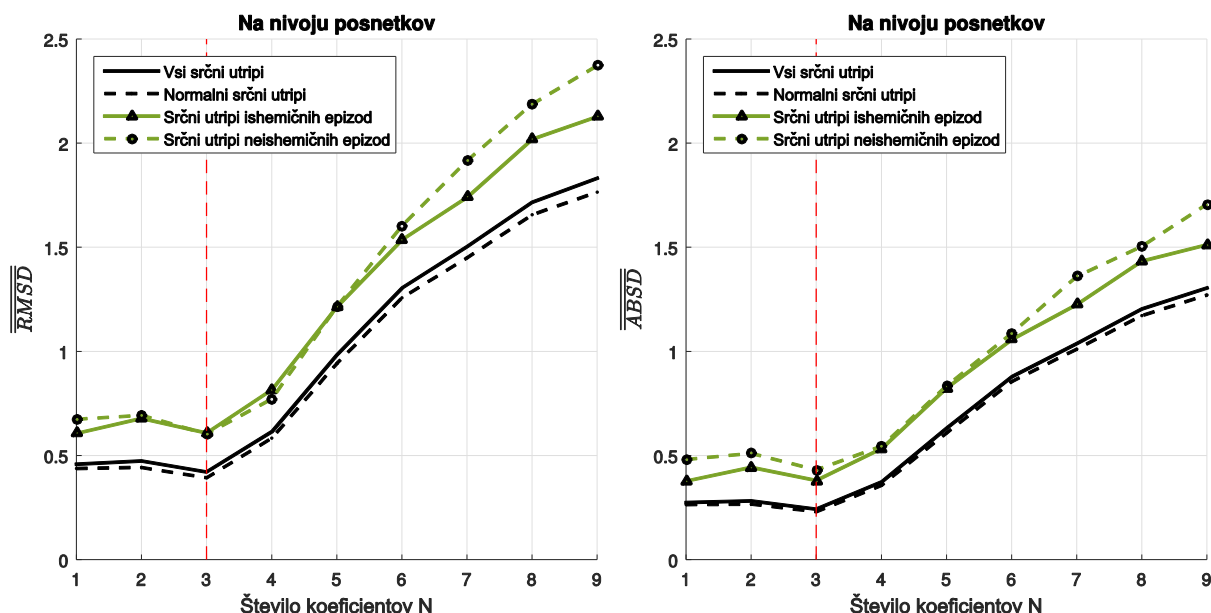
Na podlagi združenih časovnih vrst smo v nadaljevanju preučili srednje kvadratične (5.1) ter srednje absolutne razlike (5.2) med Mahalanobisovo razdaljo značilk za  $i$ -ti odvod v prostoru LPT  $d_{L(N)i}(0,j)$  in KLT  $d_{K(N)i}(0,j)$  pri uporabi prvih  $N$  koeficientov (za referenco smo uporabili vektor koeficientov LPT oziroma KLT za prvi srčni utrip, ki je v združeni časovni vrsti za vsak posamezni posnetek zbirke LTST DB). V nadaljevanju smo slednje razlike krajše imenovali kar srednje in absolutne razlike med razdaljami LPT in KLT (ali še krajše RMSD in ABSD).

Pri tem smo izračunali in preučili celotno povprečno statistiko za srednjo kvadratično in absolutno razliko med navedenimi razdaljami, in sicer na nivoju posnetkov in prehodnih epizod na podoben način kot v prejšnjem pod-poglavju. Potrebno je bilo izračunati srednjo kvadratično (5.1) in srednjo absolutno razliko (5.2) za vsak posamezni posnetek (oziroma posamezno epizodo) ter nato izračunati še celotne povprečne statistike na nivoju posnetkov (in prehodnih epizod). Vse statistike smo izračunali z upoštevanjem različnih podmnožic srčnih utripov.

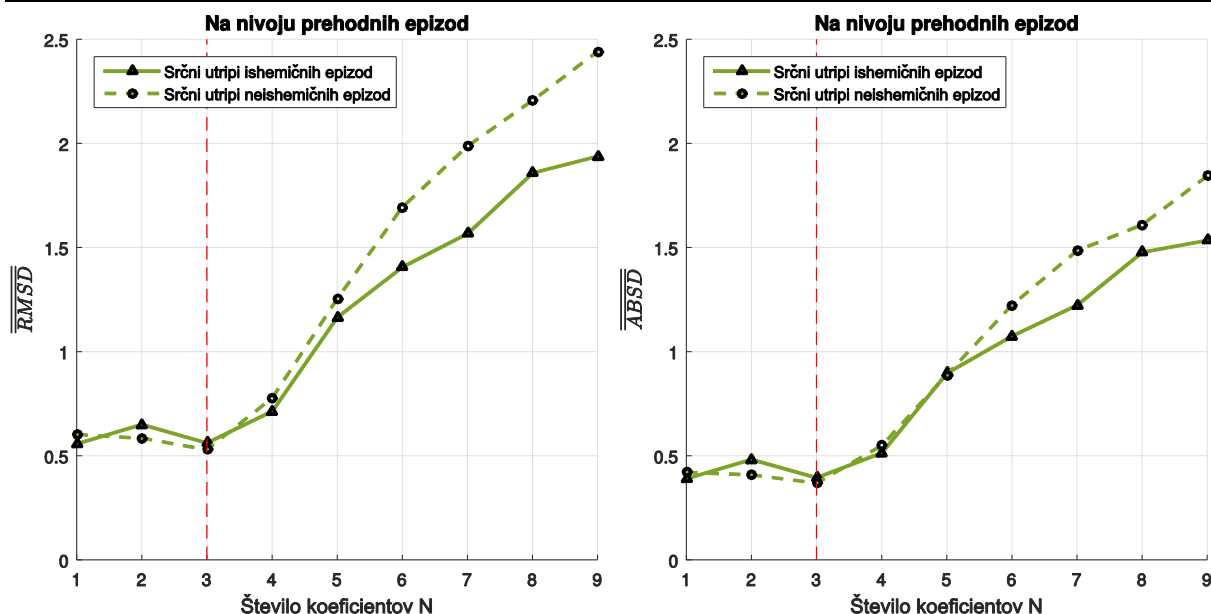
$$\overline{RMSD}(n) = \sqrt{\frac{1}{D_u} \sum_{i,j} (d_{L(N)i}(ref,j) - d_{K(N)i}(ref,j))^2} \quad (5.1)$$

$$\overline{ABSD}(n) = \frac{1}{D_u} \sum_{i,j} |d_{L(N)i}(ref,j) - d_{K(N)i}(ref,j)| \quad (5.2)$$

V prid preglednosti slednjih statistik nismo predstavili v tabelarični obliki, temveč smo se odločili kar grafično predstaviti trende celotnih povprečnih statistik za srednjo kvadratično razliko (na levih straneh slik) ter za srednjo absolutno razliko (na desnih straneh slik) glede na N (število uporabljenih koeficientov pri izračunu Mahalanobisove razdalje v prostorih LPT in KLT ter posredno pri izračunu (5.1) in (5.2)). Na sliki 32 je za vse preučevane kategorije srčnih utripov prikazano celotno povprečje srednje kvadratične in srednje absolutne razlike med Mahalanobisovimi razdaljami v prostorih LPT in KLT na nivoju posnetkov ter na sliki 33 še na nivoju prehodnih epizod.

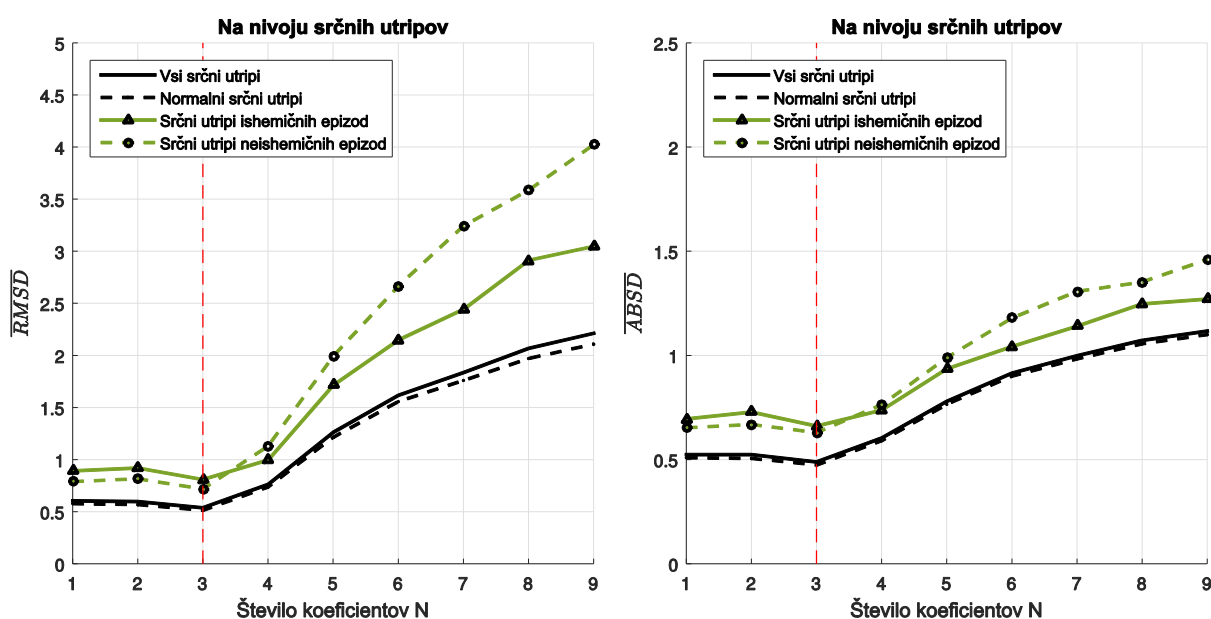


Slika 32: Povprečje (na nivoju posnetkov) srednje kvadratične razlike (levo) in srednje absolutne razlike (desno) med Mahalanobisovimi razdaljami v prostoru LPT in KLT (N=1..9).



Slika 33: Povprečje (na nivoju prehodnih epizod) srednje kvadratične razlike (levo) in srednje absolutne razlike (desno) med Mahalanobisovimi razdaljami v prostoru LPT in KLT (N=1..9).

Podobno smo v smislu celotne skupne statistike (na nivoju srčnih utripov) izračunali srednjo kvadratično razliko (5.1) in srednjo absolutno razliko (5.2) neposredno na eni spojeni časovni vrsti razdalje v prostorih LPT in KLT za vse srčne utripe v vseh odvodih in v vseh posnetkih. V tem pogledu je slednja statistična mera ekvivalent celotni skupni statistiki – to je na nivoju srčnih utripov. Na sliki 34 so prikazane srednje kvadratične in absolutne razlike z uporabo navedene spojene časovne vrste za vse posnetke in odvode.



Slika 34: Srednje kvadratične (levo) in srednje absolutne razlike (desno) (v spojeni časovni vrsti vseh posnetkov) med Mahalanobisovimi razdaljami v prostorih LPT in KLT (N=1..9).

Na vseh zgornjih slikah je možno razbrati, da je razlika med Mahalanobisovimi razdaljami v prostorih LPT in KLT najmanjša, kadar uporabimo  $N=3$  koeficiente, zato je pri slednji meji na vseh grafikonih dodana še rdeča pokončna črta. Pri uporabi večjega števila koeficientov ( $N>3$ ) je moč opaziti progresivno divergenco med razdaljami v prostorih LPT in KLT, kar še posebno velja za podmnožice srčnih utripov z izrazitimi spremembami nivoja segmenta ST (pri tistih, ki so znotraj ishemičnih ali neishemičnih epizod). Naveden rezultat nakazuje na dobro ujemanje prvih treh koeficientov transformacije LPT in KLT (bazne funkcije so podobne), medtem ko je z uporabo vsakega dodatnega koeficienta vektorja značilk opaziti vedno večje odstopanje med Mahalanobisovimi razdaljami od referenčnega vektorja v prostorih LPT in KLT.

### 5.3 Križne korelacije med časovnimi vrstami posameznih koeficientov vektorjev značilk transformacije LPT in KLT

V nadaljevanju smo se odločili preučiti stopnjo medsebojne korelacije med časovnimi vrstami posameznih koeficientov transformacije LPT  $s_{L,k}(i,j)$  (2.22) in transformacije KLT  $s_{K,k}(i,j)$  (2.26) na nivoju posnetkov in na nivoju prehodnih epizod segmenta ST. Za potrebe slednje analize smo za vse preučevane kategorije srčnih utripov (v tabeli 6) v vsakem posameznem posnetku  $p$  ( $u=p$ ) spojili časovne vrste vektorjev  $s_{L,k}(i,j)$  in  $s_{K,k}(i,j)$  za vse odvode  $i=\{1,2,3\}$  v nove časovno vrste  $s_{L,k}$  (5.3) in  $s_{K,k}$  (5.4), ki so neodvisne od odvoda. Nato smo izračunali Pearsonove in Spearmanove koeficiente korelacije (5.5) in (5.6) za vse pare časovnih vrst koeficientov transformacije LPT in KLT ( $s_{L,x}, s_{K,y}$ ) na nivoju posnetkov. V tem pogledu smo neodvisno od odvoda za vse kategorije srčnih utripov preučevali, kakšna je medsebojna odvisnost med koeficienti transformacije LPT in KLT na intervalih posameznih posnetkov.

$$LPT_k = s_{L,k}(j) = (s_{L,k}(1,j) | s_{L,k}(2,j) | s_{L,k}(3,j)) \quad (5.3)$$

$$KLT_k = s_{K,k}(j) = (s_{K,k}(1,j) | s_{K,k}(2,j) | s_{K,k}(3,j)) \quad (5.4)$$

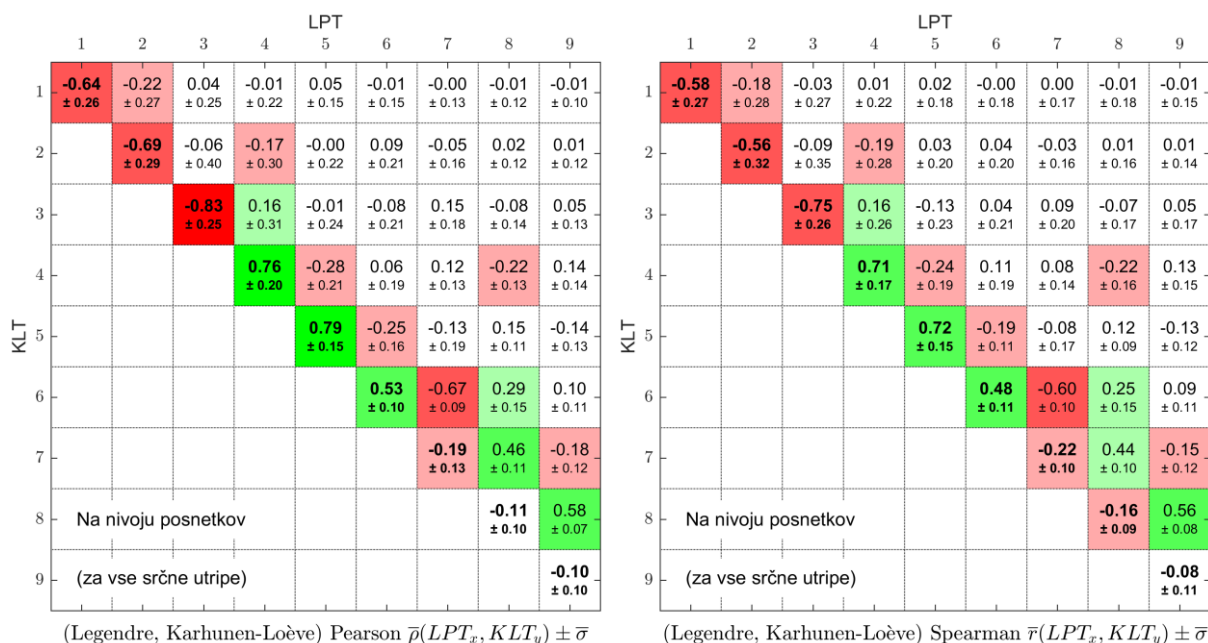
$$\rho(LPT_x, KLT_y) = \rho(s_{L,k}, s_{K,k}); x, y = 1..9 \quad (5.5)$$

$$r(LPT_x, KLT_y) = r(s_{L,k}, s_{K,k}); x, y = 1..9 \quad (5.6)$$

Po navedem koraku smo za  $\rho$  in  $r$  vseh posnetkov ali vseh prehodnih epizod izračunali še celotne statistike (povprečje in standardne deviacije) (2.35) in (2.36). Navedene rezultate smo predstavili v obliki matrike  $[\bar{\rho}(LPT_x, KLT_y)]$  ali  $[\bar{r}(LPT_x, KLT_y)]$ , kjer je v celici  $(x,y)$  vsebovano povprečje in standardna deviacija posameznih koeficientov korelacije med časovno vrsto koeficienta  $x$  transformacije LPT in časovno vrsto koeficienta  $y$  transformacije KLT.

Navedeno matriko smo v nadaljevanju poimenovali kar Pearsonova oziroma Spearmanova korelacijska matrika LPT-KLT na nivoju posnetkov ali prehodnih epizod za izbrano kategorijo srčnih utripov (to je z upoštevanjem le izbrane podmnožice srčnih utripov). Vse slednje matrike so simetrične, ker je  $\rho(A,B)=\rho(B,A)$ , zato diagonalnih vrednosti v matrikah nismo podvajali. Na slikah korelacijskih matrik so nekatere celice obarvane z odtenki zelene (ali z odtenki rdeče) barve glede na stopnjo pozitivne (ali negativne) korelacije med časovnimi vrstami posameznih koeficientov transformacije LPT in KLT (ali med naključnimi spremenljivkami  $LPT_x$  in  $KLT_y$ ).

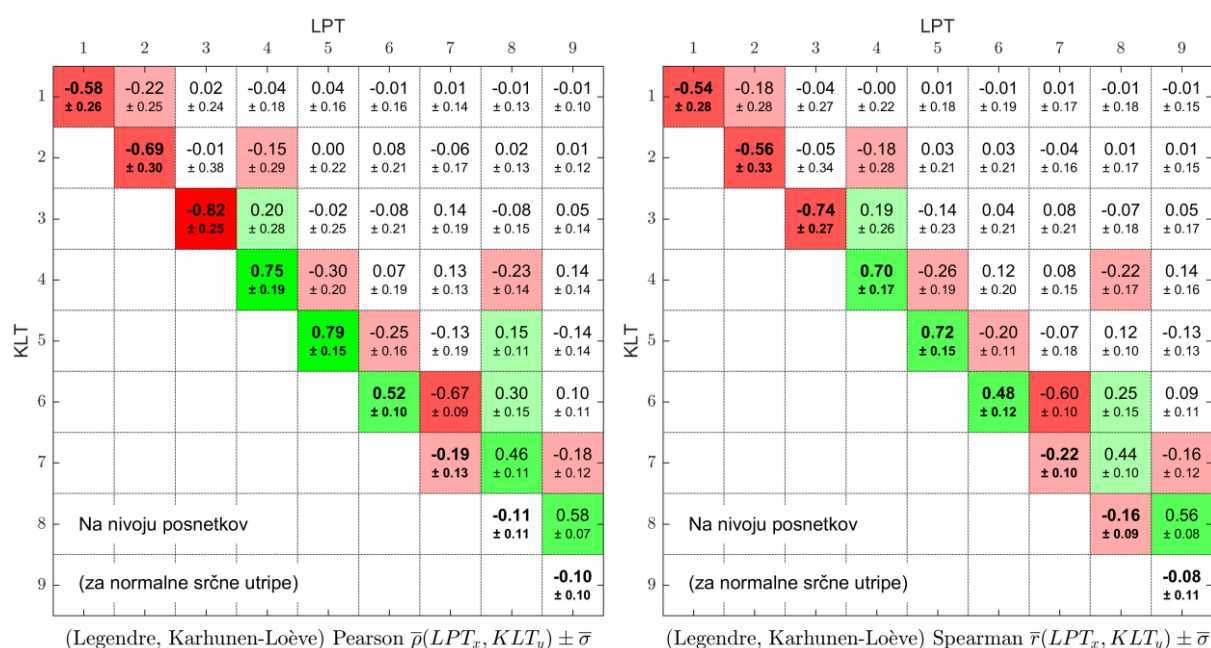
V prvem koraku smo izračunali Pearsonovo in Spearmanovo korelacijsko matriko LPT-KLT [ $\bar{\rho}(LPT_x, KLT_y)$ ] na nivoju posnetkov za vse srčne utripe, ki je prikazana na sliki 35. Razvidna je močna medsebojna korelacija med časovno vrsto vektorjev transformacije LPT in vektorjev transformacije KLT vse do 5. koeficienta. Razvidna je močna negativna korelacija med  $LPT_1$  in  $KLT_1$ ,  $LPT_2$  in  $KLT_2$  ter med  $LPT_3$  in  $KLT_3$  (in je tako možno sklepati na močno negativno odvisnost med  $s_{L,k}(i,j)$  in  $s_{K,k}(i,j)$  za  $k=1,2$  in 3). Hkrati je razvidna močna pozitivna korelacija med  $LPT_4$  in  $KLT_4$  ter  $LPT_5$  in  $KLT_5$  (in je tako možno sklepati na močno pozitivno odvisnost med  $s_{L,k}(i,j)$  in  $s_{K,k}(i,j)$ ). Navedena ugotovitev je po našem mnenju signifikantna z vidika primerljivosti povsem deterministične transformacije LPT (neodvisne od učne množice) z optimalno transformacije KLT, ki je odvisna od učne množice. Rezultat je povsem skladen z ugotovitvijo v literaturi [16], da je prvih pet baznih vektorjev transformacije LPT in KLT zelo »podobnih«, kar je razvidno tudi na slikah 12 in 13.



Slika 35: Pearsonova (na levi strani) in Spearmanova (na desni strani) korelacijska matrika LPT-KLT na nivoju posnetkov za vse srčne utripe.

V okviru višjih koeficientov ( $k > 5$ ) velja, da je korelacija med  $LPT_k$  in  $KLT_k$  vedno šibkejša ter je odvisnost med  $LPT_x$  in  $KLT_y$  vedno močnejše »razpršena« na višje koeficiente ( $y > x$ ) (in je tako možno sklepati na čedalje manjšo odvisnost med  $s_{L,k}(i,j)$  in  $s_{K,k}(i,j)$  za  $k > 5$  in čedalje večjo odvisnost med časovnimi vrstami  $s_{L,k}(i,j)$  in časovnimi vrstami višjih koeficientov  $s_{K,k+q}(i,j)$ ).

V naslednjih korakih smo izračunali še korelacijske matrike LPT-KLT na nivoju posnetkov za vse kategorije srčnih utripov. Na sliki 36 je prikazana Pearsonova in Spearmanova korelacijska matrika LPT-KLT na nivoju posnetkov za vse normalne srčne utripe, kjer je razvidno, da je korelacija med časovnimi vrstami prvih petih koeficientov ( $LPT_k$ ,  $KLT_k$ ) kvečjemu nekoliko nižja, kot če bi upoštevali vse srčne utripe.

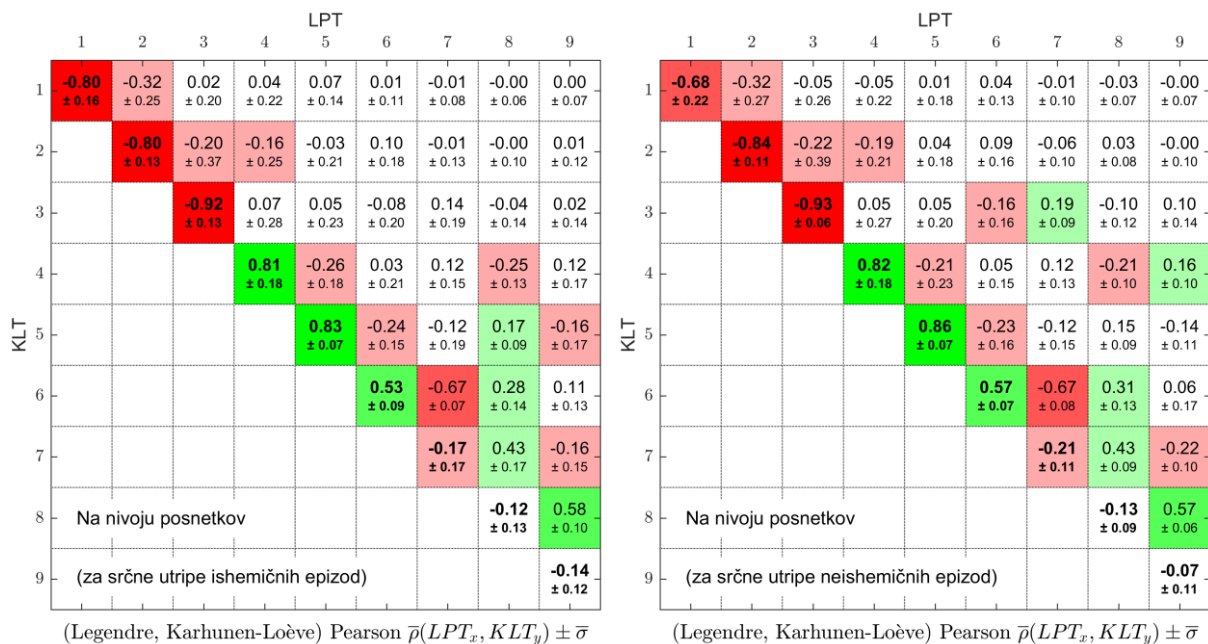


Slika 36: Pearsonova (na levi strani) in Spearmanova (na desni strani) korelacijska matrika LPT-KLT na nivoju posnetkov za normalne srčne utripe.

Zaradi dejstva, da so vrednosti Pearsonovih in Spearmanovih korelacijskih matrik zelo podobne, smo se v nadaljevanju v prid preglednosti odločili, da v to besedilo vključimo le Pearsonove korelacijske matrike, razen v primerih, ko je na podlagi vrednosti Spearmanove korelacije razvidna morebitna nelinearna odvisnost dveh naključnih vektorjev.

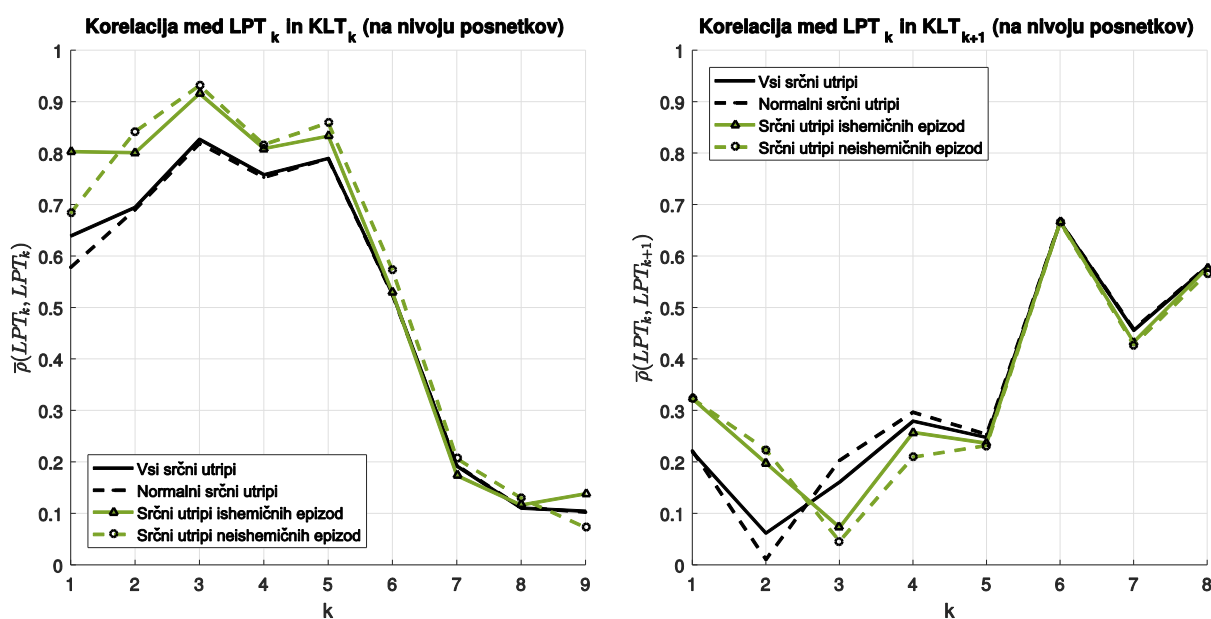
V nadaljevanju smo izračunali še korelacijske matrike na nivoju posnetkov za srčne utripe ishemičnih epizod (na sliki 37 levo) in srčne utripe neishemičnih epizod (na sliki 37 desno). Razvidno je, da je v okviru prvih treh koeficientov korelacija med časovnimi vrstami  $LPT_k$ ,  $KLT_k$  ( $k \leq 3$ ) še močnejša kot na množici normalnih srčnih utripov. Na podlagi slednjega je možno sklepati na močno odvisnost  $s_{L,k}(i,j)$  in  $s_{K,k}(i,j)$  v okviru prvih treh koeficientov, za katere pravzaprav obstaja največji interes z vidika njihove medsebojne primerljivosti in uporabnosti.





Slika 37: Pearsonova korelacijska matrika LPT-KLT na nivoju posnetkov za srčne utripe ishemičnih epizod (levo) in za srčne utripe neishemičnih epizod (desno).

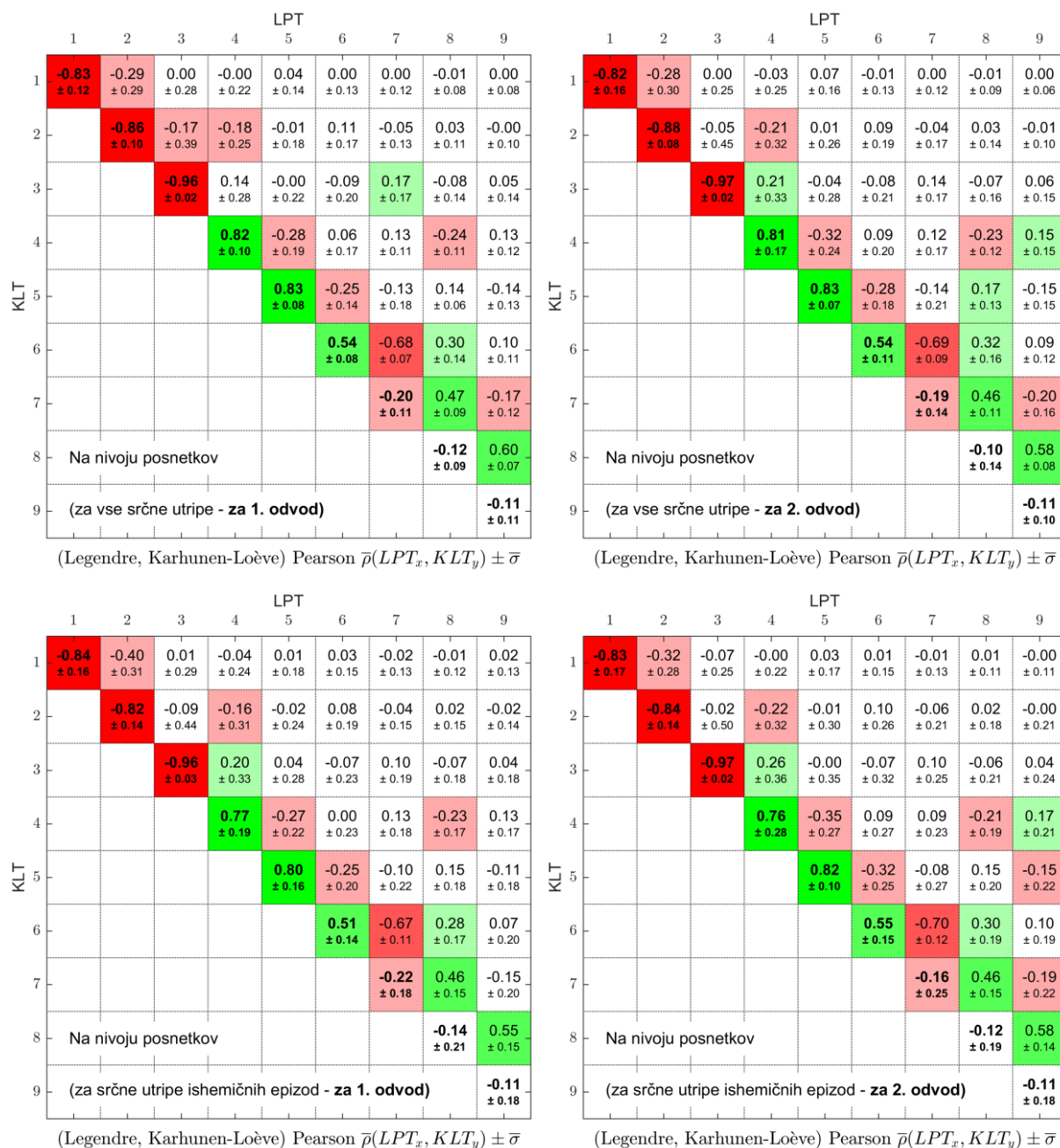
Na sliki 38 smo nazorno prikazali še, kako se v odvisnosti od  $k$  spreminja medsebojna korelacija ( $LPT_k, KLT_k$ ) (ponazarja odvisnost med časovnimi vrstami soležnih koeficientov vektorjev v prostoru KLT in LPT) (na levi strani slike) ter kako se spreminja korelacija ( $LPT_k, KLT_{k+1}$ ) (ponazarja odvisnost med časovno vrsto  $k$ -tega koeficienta transformacije LPT in naslednjega ( $k+1$ ) koeficienta transformacije KLT).



Slika 38: Povprečje Pearsonove korelacije ( $LPT_k, KLT_k$ ) (levo) in ( $LPT_k, KLT_{k+1}$ ) (desno) na nivoju posnetkov v odvisnosti od  $k$ . Na grafih je prikazana še linearna regresijska premica.



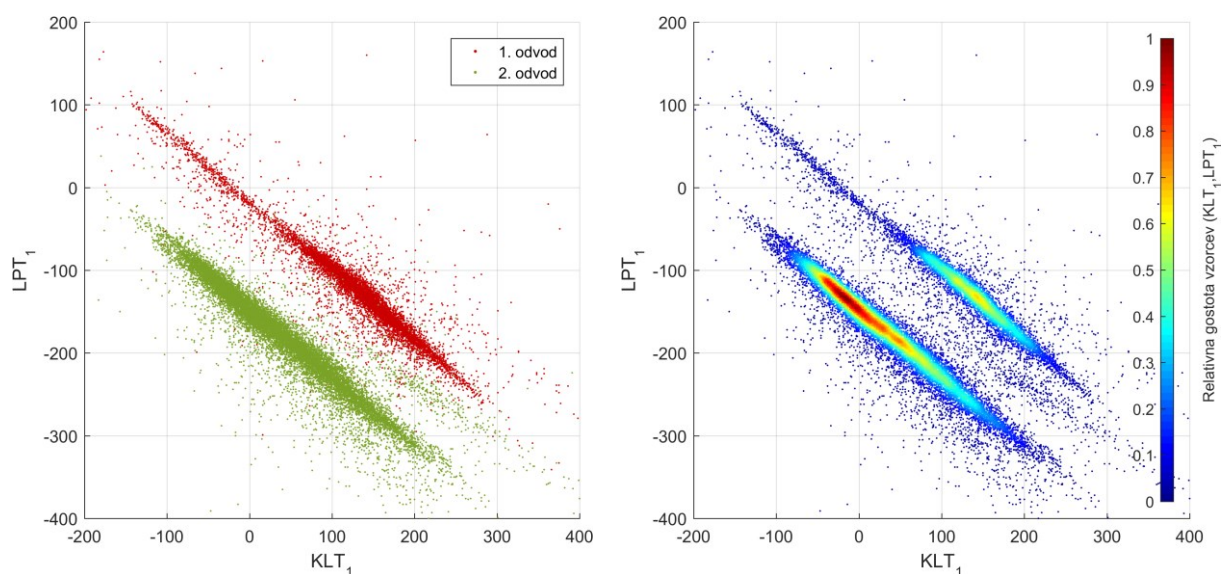
V nadaljevanju smo še preveriti, ali so korelacijske matrike občutljive na odvod. Na sliki 39 so prikazane Pearsonove korelacijske matrike LPT-KLT na nivoju posnetkov za vse srčne utripe ter za srčne utripe ishemičnih epizod, vendar tokrat za časovne vektorje značiln transformacije LPT in KLT segmenta  $ST_{L,k}(i,j)$  in  $SK_{k,i}(i,j)$  ( $i=1..3$ ) za vsak odvod posamično, in sicer za 1. odvod (na levi strani slike) in 2. odvod (na desni strani slike) (korelacijsko matriko za 3. odvod nismo vključili, ker je povsem primerljiva matrikam na sliki).



Slika 39: Pearsonova korelacijska matrika LPT-KLT za 1. odvod (v levih kvadrantih slike) in 2. odvod (v desnih kvadrantih slike) na nivoju posnetkov za vse srčne utripe (v zgornjih kvadrantih slike) ter za srčne utripe ishemičnih epizod (v spodnjih kvadrantih slike).

Pri primerjavi korelacijskih matrik na slikah 35 (za spojene časovne vrste vektorjev značilke LPT in KLT »preko vseh odvodov«) in 39 (za časovne vrste vektorjev značilke LPT in KLT za vsak odvod posamično) ugotovimo, da je korelacija med spojenimi časovnimi vrstami za vse odvode šibkejša kot korelacija med časovnimi vrstami v posameznem odvodu. Navedeno odvisnost korelacije od odvoda obrazložimo kvečjemu kot posledica transformacije segmenta ST različnih odvodov posnetka elektrokardiograma v različne regije prostorov LPT ali KLT.

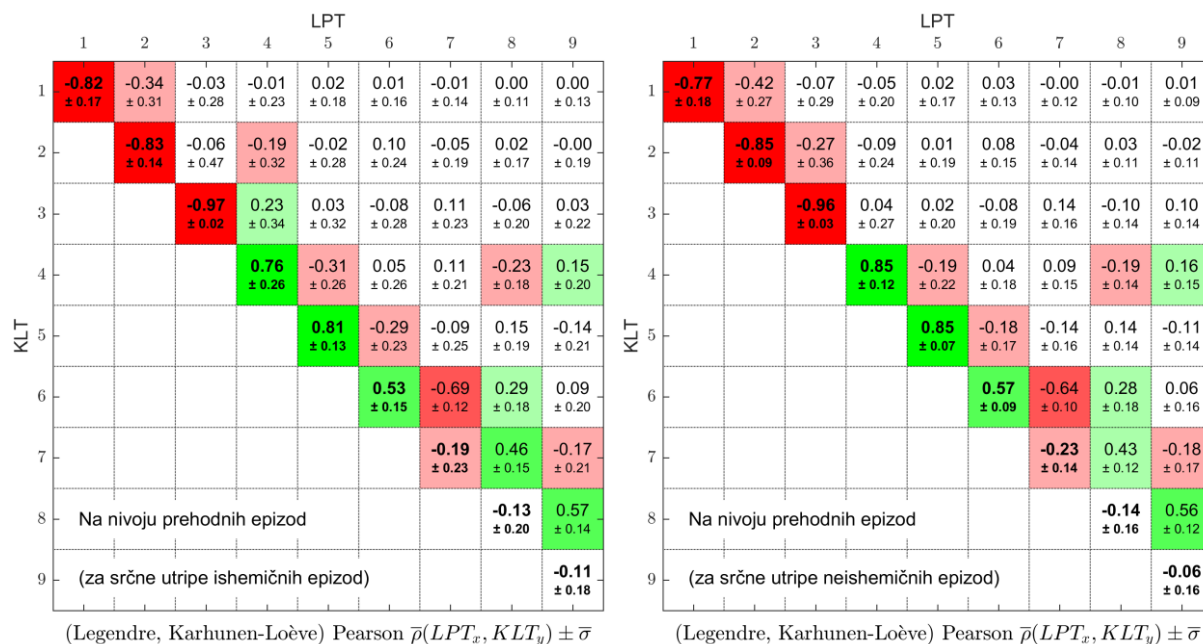
Zato smo si podrobneje ogledali vzorčni primer za vse srčne utripe na intervalu ishemičnih epizod posnetka s20272 v zbirki LTST DB, ki vsebuje 49 veljavnih ishemičnih prehodnih epizod. Na sliki 40 je za vse srčne utripe v ishemičnih prehodnih epizodah prikazan razsevni diagram za 1. koeficient transformacije KLT v  $i$ -tem odvodu proti 1. koeficientu transformacije LPT segmenta ST v  $i$ -tem odvodu ( $i$  je odvod, v katerem je označena ishemična prehodna epizoda). Na sliki 40 vsaka točka predstavlja par značilk ( $s_{K,1}(i,j)$ ,  $s_{L,1}(i,j)$ ) v  $i$ -tem odvodu. Na levem grafu so točke obarvane glede na odvod ( $i=1,2$ ), medtem ko so na desnem grafu točke obarvane glede na njihovo relativno »gostoto«. Na sliki je povsem jasno razviden konstantni odmik v eni izmed časovnih vrst transformacije LPT in KLT, ki je odvisen od odvoda.



Slika 40: Razsevni diagram za 1. koeficient transformacije KLT proti 1. koeficientu transformacije LPT segmenta ST za srčne utripe ishemičnih epizod v posnetku s20272 (na levi strani so vzorci obarvani glede na odvod, na desni strani pa je prikazana gostota vzorcev).

Navedeni odmik pretežno pojasni opisano razliko v korelacijskih matrikah, kar lahko enostavno demonstriramo na vzorčnem primeru. Vzemimo časovne vrste  $x=(1, 2, \dots, n)$ ,  $y_1=k_1x+r_1$  ter  $y_2=k_2x+r_2$ . Pearsonova (koeficienta korelacije  $\rho(x,y_1)$  in  $\rho(x,y_2)$  sta enaka 1, ker obstaja popolna linearna odvisnost med  $x$  in  $y_1$  oziroma med  $x$  in  $y_2$ . V kolikor časovni vrsti  $y_1$  in  $y_2$  spojimo v  $y_{1|2}=(y_1|y_2)$ , potem je koeficient korelacije  $\rho(x,y_{1|2})<1$ , če je  $k_1\neq k_2$  ali  $r_1\neq r_2$ .

Zaradi navedenih razlogov smo se odločili izračunati še Pearsonovo korelacijsko matriko LPT-KLT na nivoju prehodnih epizod, kjer v prvem koraku za vsako prehodno epizodo izračunamo korelacije med časovnimi vrstami koeficientov transformacije LPT in KLT  $\rho(s_{L,k}(i,j), s_{K,k}(i,j))$ , kjer je  $i$  odvod, v katerem je ta epizoda označena. V tem pogledu smo za vse kategorije srčnih utripov preučevali, kakšna je medsebojna odvisnost med koeficienti transformacije LPT in KLT na intervalih posameznih prehodnih epizod. Na enak način kot je opisan v začetku poglavja izračunali še celotne statistike in s tem korelacijsko matriko LPT-KLT na nivoju posnetkov.



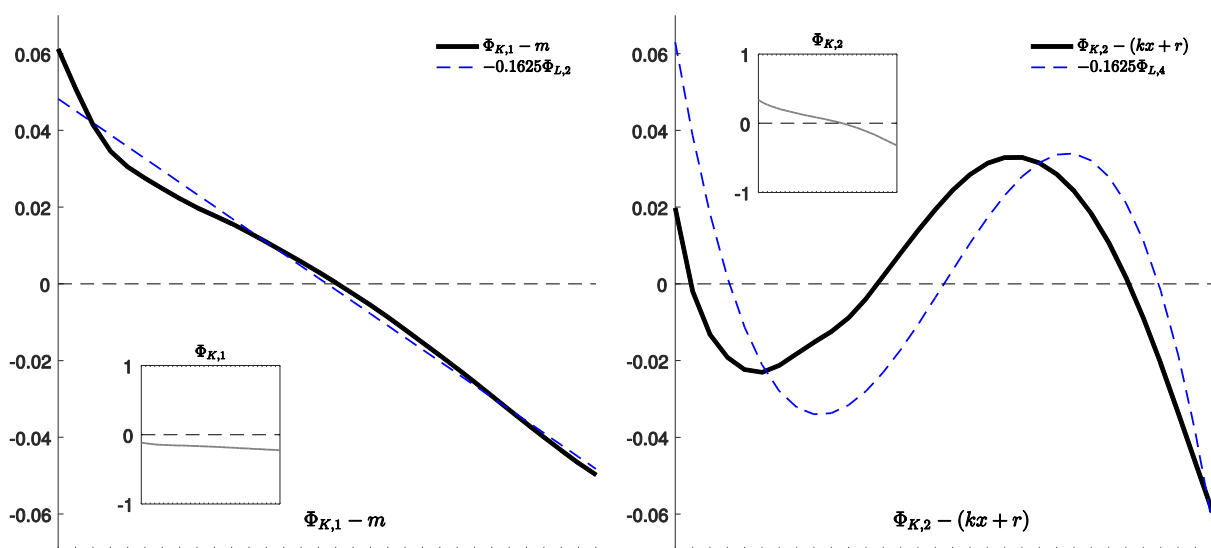
Slika 41: Pearsonova korelacijska matrika LPT-KLT na nivoju prehodnih epizod za srčne utripe ishemičnih epizod (levo) in za srčne utripe neishemičnih epizod (desno).

V splošnem smo na podlagi vseh korelacijskih matrik na slikah ugotovili, da obstaja zelo močna odvisnost med časovnimi vrstami prvih 5 (soležnih) koeficientov transformacije LPT in KLT, in sicer pri  $k=1,2,3$  močna negativna odvisnost ter pri  $k=4,5$  močna pozitivna odvisnost. V tem razdelku smo še ugotovili, da so Pearsonove korelacijske matrike zelo podobne Spearmanovim korelacijskim matrikam, zato jih v to besedilo nismo vključili. V nadaljevanju smo še ugotovili, da se Pearsonove korelacijske matrike na različnih nivojih medsebojno razlikujejo predvsem zaradi spojitve časovnih vrst preko vseh odvodov in različnih odmikov v prostorih LPT in KLT.

## 5.4 Notranje korelacije med časovnimi vrstami posameznih koeficientov vektorjev značilk transformacije LPT oziroma KLT

Na podlagi rezultatov v prejšnjem poglavju je praktično na vseh korelacijskih matrikah razvidna šibka odvisnost med časovnimi vrstami 1. koeficienta transformacije LPT in 2. koeficienta transformacije KLT ter časovnimi vrstami 2. koeficienta transformacije LPT in 4. koeficienta transformacije LPT. Že pri preučevanju baznih vektorjev za obe transformaciji v poglavjih 2.8 in 2.9 smo izpostavili podobnost med njenimi baznimi funkcijami. Hkrati je na slikah 12 in 13 povsem razvidno, da je 1. bazna funkcija transformacije KLT približek linearne kombinacije konstantne in linearne funkcije. Podobno velja za drugo bazno funkcijo transformacije KLT, vendar pri tem njena preslikava v prostor LPT na sliki 13 ni tako očitna.

Za pojasnilo smo na sliki 42 prikazali razliko med 1. bazno funkcijo transformacije KLT in njenim povprečjem ( $y=m$ ) (levo) ter razliko med 2. bazno funkcijo transformacije KLT in linearno premico (linearno regresivno premico  $y=kx+r$ ) (desno). Na spodnji sliki je razvidno, da je možno relativno dobro predstaviti 1. bazno funkcijo transformacije KLT v prostoru LPT z uporabo 1. in 2. koeficienta LPT, medtem ko je možno 2. bazno funkcijo transformacije KLT relativno dobro predstaviti v prostoru LPT z uporabo 2. in 4. koeficienta transformacije LPT.



Slika 42: Nazoren prikaz odvisnosti med 1. bazno funkcijo transformacije KLT ter 2. bazno funkcijo transformacije LPT (levo) ter odvisnosti med 2. bazno funkcijo transformacije KLT ter 4. bazno funkcijo transformacije LPT (desno).

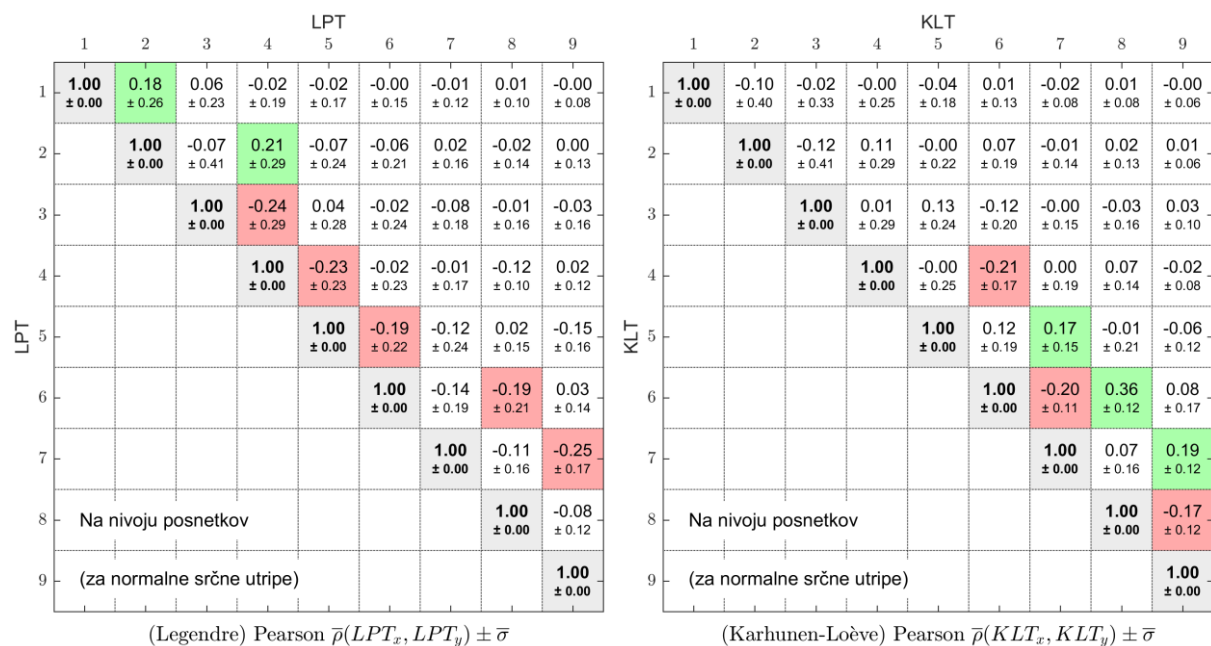
Vzemimo za primer srčni utrip z morfologijo segmenta ST, ki ustreza obliki 1. bazne funkcije transformacije KLT. V prostoru KLT je ta segment ST predstavljen z vektorjem  $(1, 0, 0, \dots)$ , medtem ko je iz navedenih razlogov v prostoru LPT predstavljen z vektorjem  $(-1, -0,1625, \dots)$ .

V kolikor je takšnih srčnih utripov veliko, bo koeficient korelacije med časovno vrsto 1. in 2. koeficienta transformacije LPT višji od 0, zato za takšne srčne utripe transformacija LPT ni optimalna. Bazne funkcije transformacije KLT so optimalne v smislu porazdelitve energije v čim nižje koeficiente in najnižje pričakovane rezidualne napake, zato je pričakovana vrednost korelacije med koeficienti vektorja kot naključnimi spremenljivkami v prostoru KLT enaka 0. Vendar navedeno velja le pri transformaciji vzorcev segmenta ST, ki so ustrezno zastopani v učni množici za izračun kovariančne matrike transformacije KLT. V nadaljevanju je iz oblike 1. bazne funkcije KLT še razvidno, kakšna je povprečna morfologija segmenta ST na intervalu od FP+40ms do FP+160ms za srčne utripe v učni množici. Najbolje so zastopani srčni utripi, pri katerih je vedno prisoten manjši nagib segmenta ST, vendar se zastavlja vprašanje, ali to velja tudi pri utripih ishemičnih epizod. V kolikor to ne velja, je potrebno pri transformaciji segmenta ST v prostor KLT »kompenzirati« z višjimi koeficienti in lahko pričakujemo, da bo korelacija med časovnimi vrstami posameznih koeficientov transformacije KLT večja od 0.

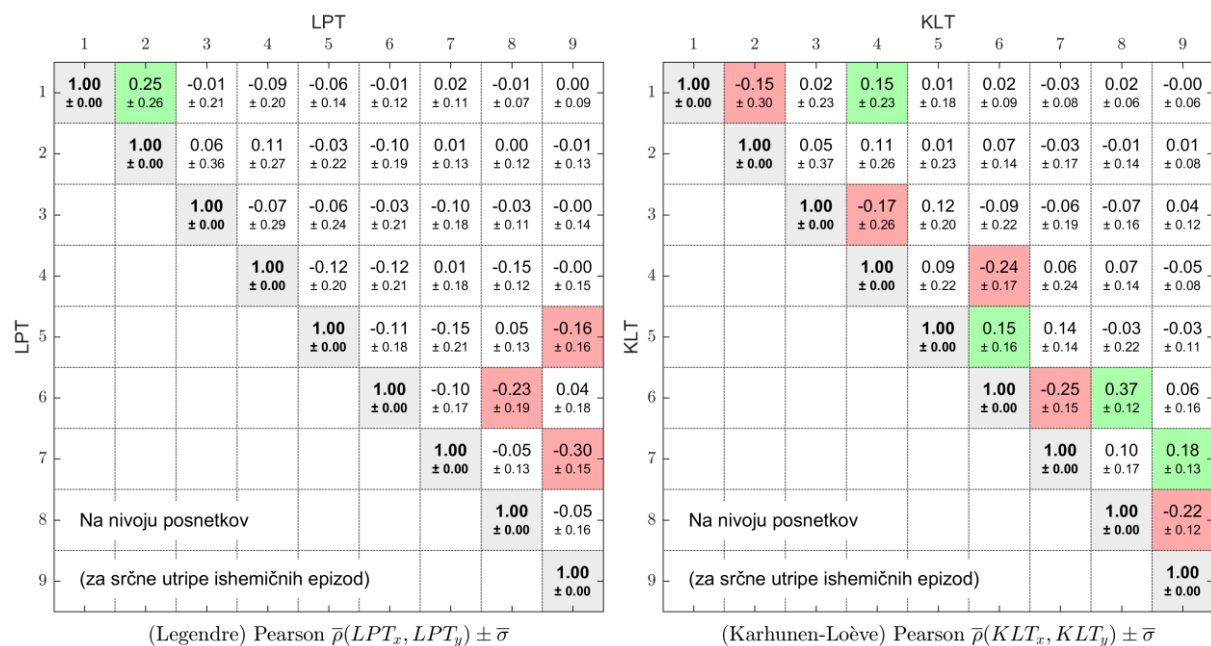
Na podlagi slednjega razmišljanja smo se odločili preučiti še korelacijo na enak način kot v prejšnjem poglavju, vendar tokrat med časovnimi vrstami koeficientov iste transformacije (ali t.i. notranje korelacije). Zato smo izračunali Pearsonove in Spearmanove koeficiente korelacije (5.5) in (5.6) za vse pare časovnih vrst koeficientov transformacije LPT ( $LPT_x$ ,  $LPT_y$ ) ter za vse pare časovnih vrst koeficientov transformacije KLT ( $KLT_x$ ,  $KLT_y$ ) na nivoju posnetkov z upoštevanjem izbrane kategorije srčnih utripov (kot izhaja iz tabele 6). Nato smo izračunali še povprečne korelacijske matrike  $[\bar{\rho}(LPT_x, LPT_y)]$ ,  $[\bar{\rho}(KLT_x, KLT_y)]$ ,  $[\bar{r}(LPT_x, LPT_y)]$  in  $[r(KLT_x, KLT_y)]$ . Diagonalne vrednosti slednjih matrik so enake 1, ker je  $\rho(X,X)=r(X,X)=1$ . Navedene matrike v nadaljevanju imenujemo korelacijske matrike LPT-LPT in KLT-KLT.

V tem razdelku moramo še poudariti, da smo v besedilo vključili le Pearsonove korelacijske matrike na nivoju posnetkov za normalne srčne utripe ter za srčne utripe ishemičnih prehodnih epizod, ker je podobnost med vsemi ostalimi korelacijskimi matrikami tako velika, da jih ni smiselno podvajati. Na sliki 43 sta prikazani Pearsonovi korelacijski matriki LPT-LPT (levo) in KLT-KLT (desno) *na nivoju posnetkov za normalne srčne utripe*, medtem ko sta na sliki 43 prikazani še Pearsonovi korelacijski matriki LPT-LPT (levo) in KLT-KLT (desno) *na nivoju posnetkov za srčne utripe ishemičnih epizod*. V korelacijski matrike LPT-LPT na sliki 43 je možno zaslediti predhodno opisano šibko korelacijo med 1. in 2. ter 2. in 4. koeficientom. V nadaljevanju je iz korelacijske matrike KLT-KLT na sliki 43 razvidno, da v okviru normalnih srčnih utripov ni odvisnosti med časovnimi vektorji nižjih koeficientov transformacije KLT. Navedena ugotovitev ni presenetljiva glede na optimalnost transformacije KLT, v okviru katere so v učni množici zelo močno zastopani normalni srčni utripi. Vendar je na sliki 44 razviden nekolikšen preobrat v smislu optimalnosti transformacije pri srčnih utripih ishemičnih epizod.





Slika 43: Pearsonova korelacijska matrika LPT-LPT (levo) in Pearsonova korelacijska matrika KLT-KLT (desno) na nivoju posnetkov za normalne srčne utripe.



Slika 44: Pearsonova korelacijska matrika LPT-LPT (levo) in Pearsonova korelacijska matrika KLT-KLT (desno) na nivoju posnetkov za normalne srčne utripe.

Na podlagi korelacijskih matrik na sliki 44je možno sklepati, da je za srčne utripe ishemičnih epizod pravzaprav pri transformaciji LPT s prvimi koeficienti zajeto največ informacije o morfologiji segmenta ST, medtem ko je pri transformaciji KLT razpršena čez več statistično odvisnih koeficientov (srčni utripi ishemičnih epizod v učni množici niso enako zastopani).

## **Poglavje 6      Predstavitvena moč časovnih vrst vektorjev morfoloških značilk transformacije LPT in KLT**

Za potrebe ročnega odkrivanja ishemičnih prehodnih epizod segmenta ST in diagnosticiranja srčne ishemije s strani ekspertov se v praksi pogosto uporabljajo časovne vrste nivoja segmenta ST v fiksni točki J+80(60)ms, ki predstavlja le eno-točkovno meritev amplitude segmenta ST v časovni domeni, in je težavna z vidika zanesljivega določanja točke J [16]. Na podlagi slednje časovne vrste je mogoče sklepati le o prehodnih spremembah nivoja segmenta ST, zato je slednja značilka z informacijskega vidika relativno šibka. Navedena diagnostična značilka namreč ne vsebuje informacije o morfologiji segmenta ST, zato je pri odkrivanju ishemičnih epizod pogosto potreben še neposredni vpogled v osnovni posnetek elektrokardiograma. Motivacija za generiranje novih časovnih vrst je bila karseda učinkovita predstavitev segmenta ST v ortogonalnem prostoru z uporabo transformacije LPT ali KLT, katerih posamezne bazne funkcije so najustrežnejše za predstavitev treh ključnih morfoloških značilk segmenta ST v časovni domeni, katerih signifikantne karakteristične prehodne spremembe ponavadi indicirajo ishemične prehodne epizode, in sicer še posebno spremembe v smislu nivoja (elevacije in depresije), nagiba (navzdol ali navzgor) ter (pozitivnega ali negativnega) ukrivljanja.

Zagotovo je v okviru ročnega odkrivanja ishemičnih prehodnih epizod s strani ekspertov najbolje sprejeto in poznano opazovanje trendov ključnih diagnostičnih značilk, zato se zastavlja vprašanje o predstavitveni moči novih časovnih vrst morfoloških značilk transformacije LPT in KLT v primerjavi s tradicionalno predstavitvijo prehodnih diagnostičnih sprememb segmenta ST, ki temelji na merjenju nivoja in nagiba segmenta ST v časovnem prostoru. V tem pogledu je najbližje klasični diagnostični značilki nivoja segmenta ST (2.5) predstavitev morfologije v prvi dimenziji prostorov transformacije LPT in KLT (v smislu elevacije oziroma depresije celotnega segmenta ST), medtem ko je meritvi nagiba (2.6) najbližje predstavitev v drugi dimenziji prostorov transformacije LPT in KLT (v smislu nagiba navzdol ali navzgor) – v obeh primerih sodeč po pripadajočih baznih vektorjih na slikah 12 in 13. Zato smo preučili odvisnost med klasično meritvijo nivoja segmenta ST v eni točki ter nivojem celotnega segmenta ST (od FP+40ms do FP+160ms, ki je neposredno predstavljen s 1. koeficientom transformacije LPT in v veliki meri s 1. koeficientom transformacije KLT).

Navedeno odvisnost med diagnostičnimi in morfološkimi značilkami (in s tem predstavitveno moč morfoloških značilk z diagnostičnega vidika) smo preverili na podlagi študije koeficientov korelacije med časovnimi vrstami obeh značilk na nivoju posnetkov in prehodnih epizod segmenta ST. Na enak način smo preverili še odvisnost med posredno izmerjenim nagibom segmenta ST (v dveh točkah) od nagiba celotnega segmenta ST, ki je predstavljen z 2. koeficientom transformacije LPT oziroma KLT. Za potrebe slednje študije je bilo potrebno predhodno združiti obstoječe časovne vrste diagnostičnih in morfoloških značilk na enak način kot je opisan v prejšnjem poglavju, vendar so tokrat za referenčno časovno vrsto služile prejšnje (stare) časovne vrste značilk v datotekah *\_fin.dmy*, tako da je bila pri izračunu uporabljena le tista množica srčnih utripov, za katere dejansko obstajajo diagnostične značilke v zbirki LTST DB. Na slednji način smo zagotovili, da je statistična analiza neodvisna od interpoliranih vzorcev (za manjkajoče srčne utripe), ki so bili v prejšnjem poglavju uporabljeni le za obstranske informativne analize. V skladu z navedenim postopkom, ki je nazorno prikazan na sliki 25, smo za vsak srčni utrip v referenčni časovni vrsti združili naslednje značilke:

- vektorji novih značilk LPT in KLT za vse odvode posnetka (z normaliziranimi koeficienti  $SL_{k,i,j}$  (2.22) in  $SK_{k,i,j}$  (2.26) ( $k=1..5$ ) v datotekah *.nks* in *.noc*),
- prvotne diagnostične značilke (srčna frekvenca  $HR(i,j)$  (2.7), nivo segmenta ST v točki  $J+80(60)ms$   $stlev(i,j)$  (2.5), nivo segmenta ST v točki  $J+20ms$   $stlev_{20}(i,j)=stamp_{20}(i,j)-isolev(i,j)$  in izračunan nagib segmenta ST  $stslope(i,j)$  (2.7) za vse odvode posnetka na podlagi časovnih vrst v datotekah *\_fin.dmy*) ter
- deviacija segmenta ST  $stdev(i,j)$  (2.16) za vse odvode posnetka, ki smo jo aproksimirali za vsak srčni utrip ( $i,j$ ) iz prevzorčene časovne vrste deviacije segmenta ST  $stdev(i,n)$  (v datotekah *.stf* je vsebovana prevzorčena časovna vrsta pri frekvenci 0,5Hz).

Za potrebe izračuna koeficientov korelacije na nivoju posnetkov ter prehodnih epizod segmenta ST smo prvotno za vse preučevane kategorije spojili časovne vrste na enak način kot je opisan v prejšnjem poglavju, zato obrazložitve v tem poglavju ne bomo podvajali. Nato smo izračunali Spearmanove in Pearsonove koeficiente korelacije za razpoložljive pare časovnih vrst koeficientov transformacije  $LPT_k$ ,  $KLT_k$  in prvotne  $pKLT_k$  segmenta ST (slednji z baznimi funkcijami na osnovi zbirke ESC DB;  $k=1..5$ ) ter časovnih vrst ključnih diagnostičnih značilk – nivoja segmenta ST v točki  $J+80(60)ms$   $stlev_{80(60)}$  (krajše »*stlev*«) in nagiba segmenta »*stslope*« za vse različne kategorije srčnih utripov v posameznih posnetkih ali prehodnih epizodah segmenta ST. Na podlagi teh podatkov smo izračunali še Pearsonove in Spearmanove korelacijske matrike za vse kategorije srčnih utripov na nivoju posnetkov in prehodnih epizod.



## 6.1 Korelacije med časovnimi vrstami diagnostičnih značilk nivoja in nagiba segmenta ST ter morfoloških značilk transformacije LPT, KLT in prvotne KLT na nivoju posnetkov

V tabeli 17 so prikazani povprečni Pearsonovi koeficienti korelacije med časovnimi vrstami nivoja segmenta ST ter časovnimi vrstami  $LPT_k$ ,  $KLT_k$ , oziroma  $pKLT_k$  ( $k=1..5$ ) za vse kategorije srčnih utripov. V tabeli je v posamezni vrstici z zeleno barvo zaznamovana tista morfološka značilka, pri kateri je absolutna vrednost koeficienta korelacije najvišja. Po predvidevanju je v okviru prvotnih morfoloških značilk transformacije KLT segmenta ST (krajše pKLT) sodeč po rezultatih možno sklepati na srednje močno linearno odvisnost med nivojem segmenta ST ter 1. in 2. koeficientom transformacije pKLT. Vendar je velika slabost koeficientov transformacije pKLT že odvisnost od odvodov (bazna funkcija je odvisna od odvoda, število odvodov je fiksno) ter hkrati dejstvo, da enostaven vpogled v bistvene morfološke kategorije sprememb ni mogoč (bazne funkcije so namreč nekakšen kompozit). Po drugi strani je iz tabele 17 razvidno, da sta v tem pogledu občutno boljša 1. koeficient transformacije LPT ali 1. koeficient transformacije KLT, ki pri vseh kategorijah srčnih utripov izkazujeta najvišjo stopnjo korelacije z nivojem segmenta ST.

Vsi srčni utripi / Na nivoju posnetkov (D=86)

stlev <sub>80(60)</sub> / N	1	2	3	4	5
$LPT_k$	<b>0,70</b> ± 0,21	0,24 ± 0,30	0,01 ± 0,27	-0,03 ± 0,25	-0,04 ± 0,14
$KLT_k$	-0,57 ± 0,30	0,11 ± 0,33	-0,04 ± 0,29	-0,12 ± 0,22	0,00 ± 0,15
$pKLT_k$	0,55 ± 0,24	-0,55 ± 0,22	0,27 ± 0,32	-0,11 ± 0,35	0,10 ± 0,29

Normalni srčni utripi / Na nivoju posnetkov (D=86)

N	1	2	3	4	5
$LPT_k$	<b>0,60</b> ± 0,23	0,26 ± 0,26	0,05 ± 0,24	0,02 ± 0,20	-0,03 ± 0,15
$KLT_k$	-0,47 ± 0,30	0,00 ± 0,29	-0,08 ± 0,27	-0,07 ± 0,15	0,02 ± 0,10
$pKLT_k$	0,43 ± 0,22	-0,43 ± 0,21	0,26 ± 0,24	-0,08 ± 0,27	0,14 ± 0,21

Srčni utripi ishemičnih epizod / Na nivoju posnetkov (D=66)

N	1	2	3	4	5
$LPT_k$	<b>0,75</b> ± 0,20	0,27 ± 0,27	0,01 ± 0,27	-0,10 ± 0,28	-0,06 ± 0,15
$KLT_k$	<b>-0,75</b> ± 0,18	0,14 ± 0,30	-0,04 ± 0,32	-0,17 ± 0,28	-0,04 ± 0,22
$pKLT_k$	0,63 ± 0,20	-0,62 ± 0,22	0,29 ± 0,44	-0,10 ± 0,43	0,12 ± 0,26

Srčni utripi neishemičnih epizod / Na nivoju posnetkov (D=26)

N	1	2	3	4	5
$LPT_k$	<b>0,55</b> ± 0,16	0,19 ± 0,19	0,12 ± 0,17	-0,02 ± 0,21	0,00 ± 0,11
$KLT_k$	<b>-0,62</b> ± 0,16	0,06 ± 0,22	-0,14 ± 0,17	-0,02 ± 0,19	0,04 ± 0,18
$pKLT_k$	0,46 ± 0,18	-0,46 ± 0,21	0,11 ± 0,29	0,10 ± 0,25	0,12 ± 0,24

Tabela 17: Povprečni Pearsonovi koeficienti korelacije med časovnimi vrstami nivoja segmenta ST v točki J+80(60) ms ter k-tim koeficientom transformacije LPT, KLT in pKLT.

Na podlagi teh rezultatov je razvidna močna korelacija med časovnimi vrstami nivoja segmenta ST v točki J+80(60) ms ter 1. koeficientom transformacije LPT, ki je najvišja pri praktično vseh kategorijah srčnih utripov (z izjemo srčnih utripov neishemičnih epizod, kjer je nekoliko nižja). V tem je razviden potencial 1. koeficienta transformacije LPT za učinkovito (neodvisno od natančnosti točke J) predstavitev trendov nivoja segmenta ST – ključne morfološke kategorije.

Podobne izsledke je možno razbrati iz tabele 18, namreč v okviru korelacije časovnih vrst obstaja pretežno močna odvisnost med časovno vrsto 2. koeficientov LPT in KLT ter nagibom segmenta ST, in sicer še posebno za vse srčne utripe ishemičnih in neishemičnih prehodnih epizod segmenta ST. V tem je razviden še potencial 2. koeficienta transformacije LPT za učinkovito predstavitev trendov nagiba segmenta ST – prav tako ključne morfološke kategorije.

V tabeli 18 je hkrati razvidno, da časovne vrste prvotnih (starejših) vektorjev transformacije KLT z baznimi funkcijami na osnovi zbirke ESC DB izkazujejo šibkejšo odvisnost od nagiba segmenta ST kot pri ostalih transformacijah (sodeč po prvotnih baznih funkcijah transformacije KLT še to v nekakšni kombinaciji 3. in 5. koeficienta, odvisno od odvoda). Nenazadnje še dodajmo, da predstavitvene moči v smislu afinitete trendom diagnostičnih značilke za tretjo ključno morfološko kategorijo sprememb morfolologije segmenta ST – ukrivljanja pravzaprav ni možno preveriti, ker zanjo še ne obstajajo referenčne značilke v zbirki LSTST DB.

Vsi srčni utripi / Na nivoju posnetkov (D=86)

N	1	2	3	4	5
LPT	0,18 ± 0,27	0,46 ± 0,31	0,10 ± 0,31	0,05 ± 0,25	-0,02 ± 0,20
KLT	-0,37 ± 0,38	-0,57 ± 0,29	0,01 ± 0,35	-0,07 ± 0,28	0,02 ± 0,20
pKLT	0,07 ± 0,19	-0,16 ± 0,21	0,27 ± 0,23	0,13 ± 0,22	0,40 ± 0,20

Normalni srčni utripi / Na nivoju posnetkov (D=86)

N	1	2	3	4	5
LPT	0,13 ± 0,27	0,44 ± 0,34	0,08 ± 0,32	0,08 ± 0,27	-0,01 ± 0,21
KLT	-0,35 ± 0,40	-0,62 ± 0,30	0,03 ± 0,36	-0,03 ± 0,29	0,04 ± 0,19
pKLT	-0,01 ± 0,19	-0,10 ± 0,19	0,24 ± 0,23	0,15 ± 0,24	0,39 ± 0,22

Srčni utripi ishemičnih epizod / Na nivoju posnetkov (D=66)

N	1	2	3	4	5
LPT	0,27 ± 0,32	0,61 ± 0,21	0,17 ± 0,30	0,01 ± 0,23	-0,05 ± 0,15
KLT	-0,39 ± 0,31	-0,51 ± 0,25	-0,11 ± 0,32	-0,16 ± 0,24	-0,05 ± 0,19
pKLT	0,21 ± 0,27	-0,31 ± 0,27	0,34 ± 0,30	0,12 ± 0,31	0,46 ± 0,22

Srčni utripi neishemičnih epizod / Na nivoju posnetkov (D=26)

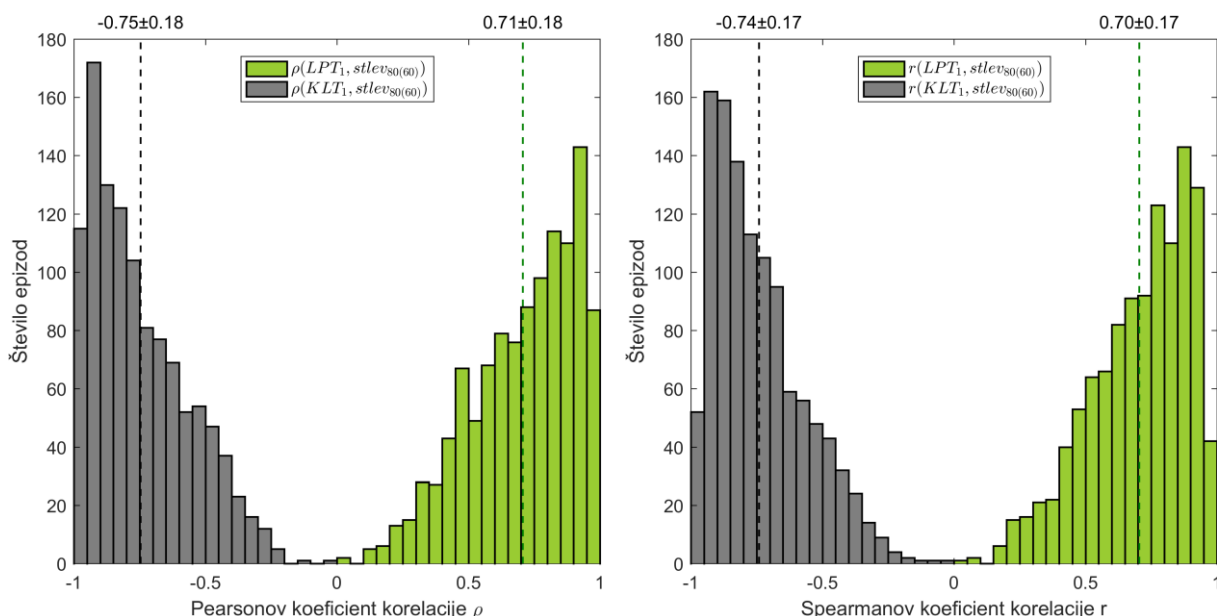
N	1	2	3	4	5
LPT	0,23 ± 0,22	0,54 ± 0,18	0,25 ± 0,23	0,06 ± 0,23	0,00 ± 0,16
KLT	-0,36 ± 0,25	-0,50 ± 0,19	-0,24 ± 0,22	-0,05 ± 0,26	0,01 ± 0,19
pKLT	0,16 ± 0,24	-0,21 ± 0,22	0,29 ± 0,25	0,21 ± 0,26	0,45 ± 0,21

Tabela 18: Povprečni Pearsonovi koeficienti korelacije med časovnimi vrstami nagiba segmenta ST ter k-tim koeficientom transformacije LPT, KLT in pKLT.

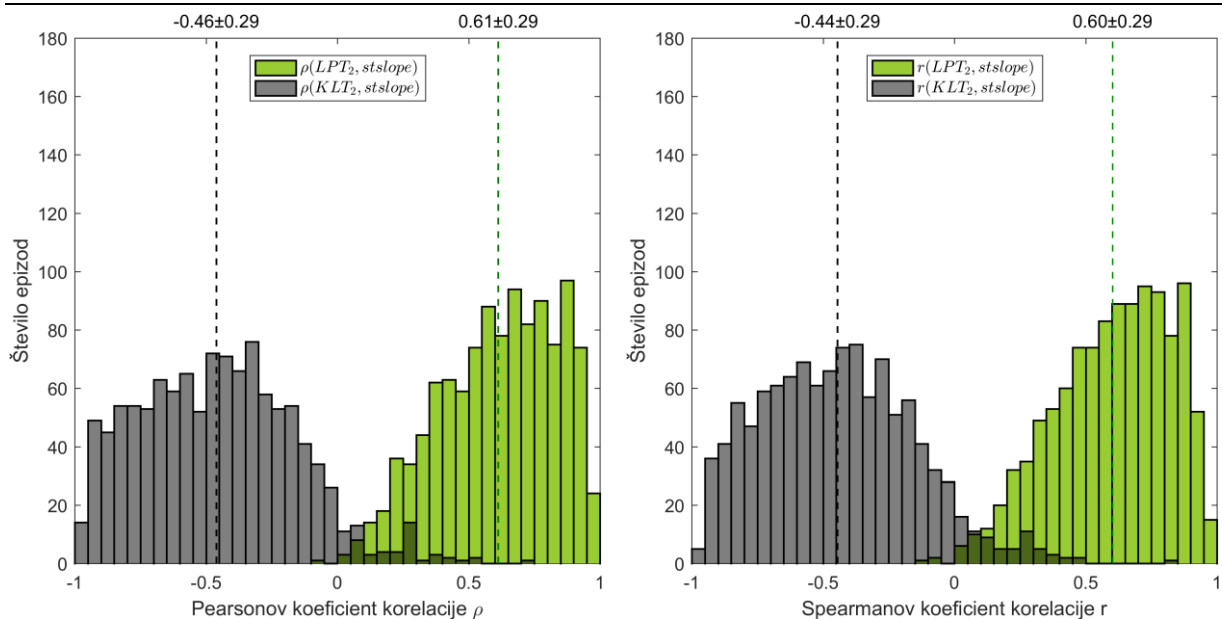
## 6.2 Korelacije med časovnimi vrstami diagnostičnih značilk nivoja in nagiba segmenta ST ter morfoloških značilk transformacije LPT, KLT in prvotne KLT na nivoju prehodnih epizod segmenta ST

V nadaljevanju smo izračunali še Pearsonove in Spearmanove koeficiente korelacije na nivoju prehodnih epizod segmenta ST. V izogib podvajanju bomo v tem poglavju predstavili le rezultate z upoštevanjem srčnih utripov ishemičnih epizod – to je za vse ishemične epizode. V tem poglavju rezultatov nismo predstavili v tabelarni obliki, temveč smo na spodnjih slikah predstavili distribucijo koeficientov korelacije na nivoju ishemičnih epizod. Na posamezni sliki je prikazan histogram Pearsonovih (na levih straneh slik) ter Spearmanovih (na desnih straneh slik) koeficientov korelacije med časovnimi vrstami nivoja (slika 45) oziroma nagiba segmenta ST (slika 46) ter časovnimi vrstami 1. oziroma 2. koeficienta transformacije LPT in KLT za vse ishemične prehodne epizode ( $D=1118$ ). Na sliki 47 so prikazani še Pearsonovi koeficienti v okviru nivoja oziroma nagiba ter 1. in 2. oziroma 3. in 5. koeficienta prvotne transformacije KLT (pKLT). Z zeleno barvo je obarvan histogram koeficientov korelacije para  $(LPT_k, x)$ , s sivo barvo  $(KLT_k, x)$  in z rdečo barvo  $(pKLT_k, x)$ . Na slikah je z isto barvo vedno označeno še povprečje koeficientov korelacije (na nivoju ishemičnih epizod segmenta ST).

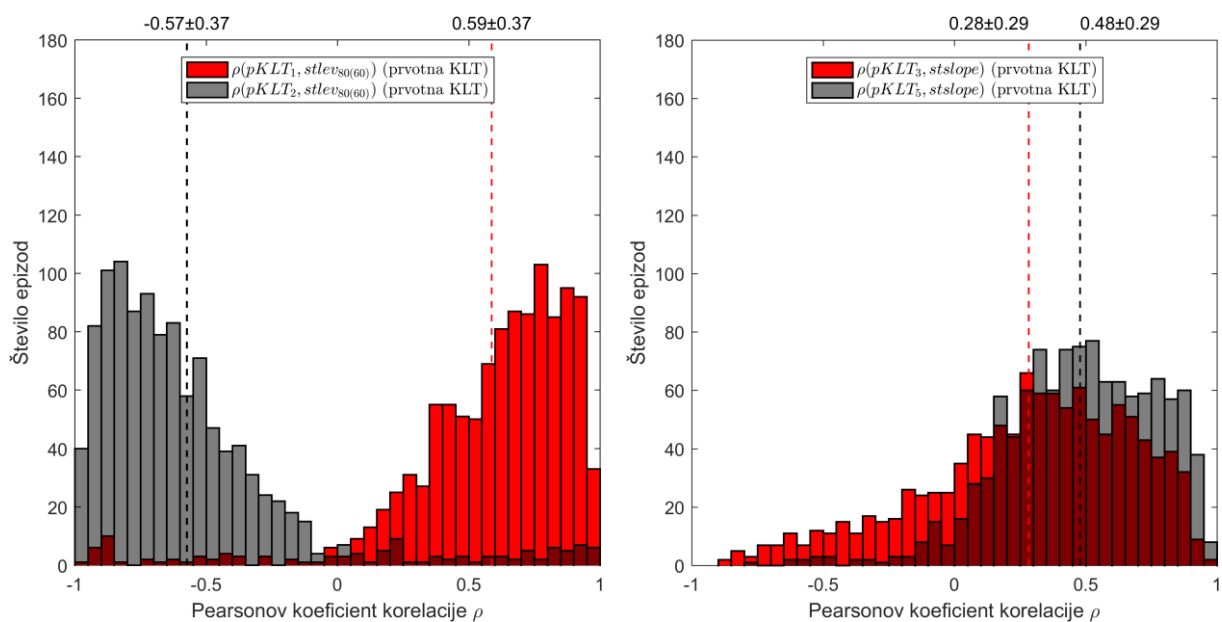
Na podlagi slik 45 in 47 (levo) je možno sklepati, da sta transformaciji LPT in KLT na nivoju ishemičnih prehodnih epizod v smislu moči predstavitve trendov prehodnih sprememb nivoja segmenta ST praktično ekvivalentni in sta obe občutno boljši od prejšnje transformacije KLT.



Slika 45: Histogram Pearsonovih (levo) in Spearmanovih (desno) koeficientov korelacije za vse prehodne ishemične epizode med časovnimi vrstami nivoja segmenta ST ter 1. koeficienta transformacije LPT (obarvan zeleno) in 1. koeficienta transformacije KLT (obarvan sivo).



Slika 46: Histogram Pearsonovih (levo) in Spearmanovih (desno) koeficientov korelacije za vse ishemične prehodne epizode med časovnimi vrstami nagiba segmenta ST ter 2. koeficienta transformacije LPT (obarvan zeleno) in 2. koeficienta transformacije KLT (obarvan sivo).



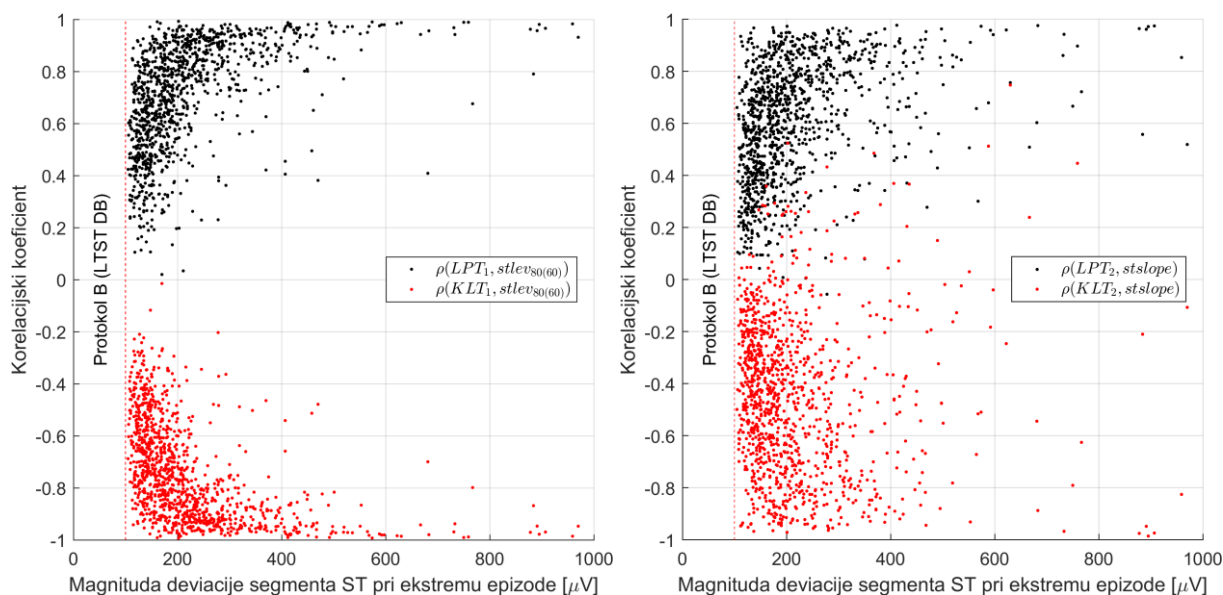
Slika 47: Histogram Pearsonovih koeficientov korelacije za vse ishemične prehodne epizode med časovnimi vrstami nivoja (levo) in nagiba segmenta ST (desno) ter 1. in 2. koeficientom oziroma 3 in 5. koeficientom prejšnje (prvotne) transformacije KLT (pKLT).

Na podlagi slik 46 in 47 (desno) je razvidna občutno večja predstavitvena moč časovne vrste 2. koeficienta transformacije LPT v smislu trendov nagiba segmenta ST kot pri vseh ostalih preučevanih transformacijah. Na podlagi slednjega ovrednotenja afinitete prvih dveh koeficientov transformacije LPT z bistvenimi morfološki kategorijami sprememb morfologije

segmenta ST (v smislu preproste, učinkovite in kvalitetne predstavitve prehodnih sprememb nivoja in nagiba segmenta ST) je možno sklepati, da je dejansko transformacija LPT tista, ki je v primerjavi z vsemi ostalimi preučevanimi najprimernejša z vidika velike predstavitvene moči prehodnih sprememb segmenta ST in je kot takšna še posebno uporabna v okviru ročnega odkrivanja ishemičnih prehodnih epizod segmenta ST, ker že prvi trije koeficienti omogočajo neposredni ekspertni vpogled v klinično relevantne kategorije prehodnih morfoloških in diagnostičnih sprememb segmenta ST.

### 6.3 Predstavitvena moč časovnih vrst vektorjev transformacije KLT in LPT v odvisnosti od diagnostičnih značilk

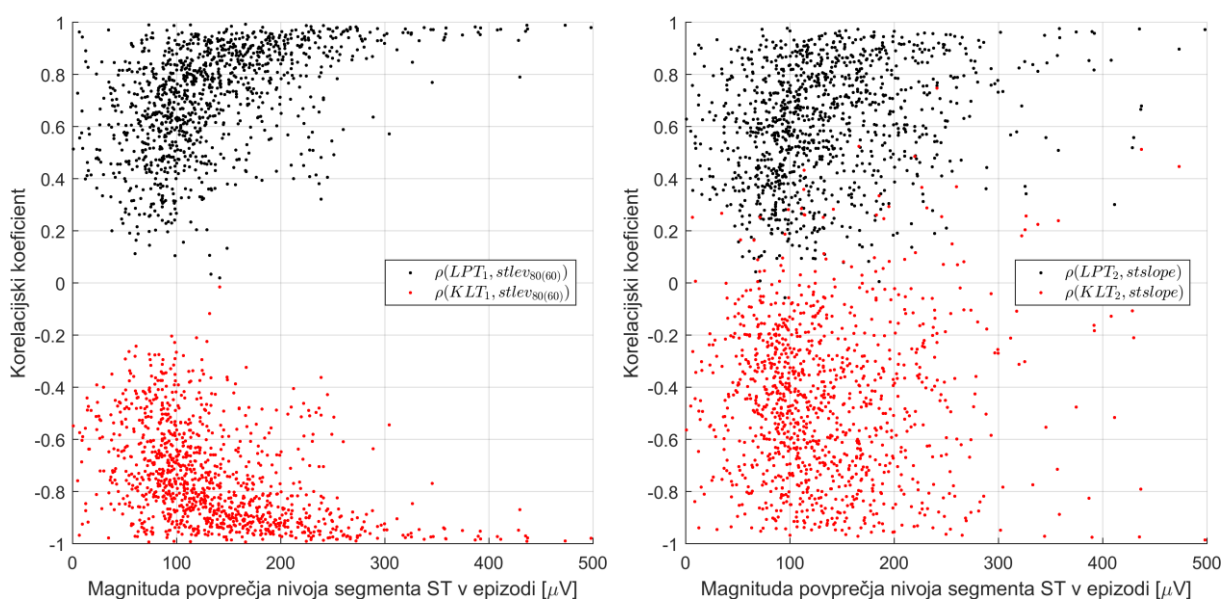
V kolikor je katerakoli značilka vredna resnega razmisleka za praktično uporabo je potrebno še preučiti, ali velja, da je z vidika predstavitvene moči neodvisna deviacije segmenta ST. Zato smo še preverili, ali magnituda deviacije segmenta ST (kot končna diagnostična značilka) morda vpliva na koeficiente korelacije med časovnimi vrstami klasičnih diagnostičnih značilk ter časovnimi vrstami novih morfoloških značilk v prostorih LPT in KLT. Na levi strani slike 48 je prikazan razsevni diagram za Pearsonove koeficiente korelacije za vse ishemične epizode ( $D=1118$ ) med časovnimi vrstami diagnostične značilke nivoja segmenta ST (oziroma nagiba segmenta ST na desni strani) ter časovnimi vrstami  $LPT_1$  (s črno) in  $KLT_1$  (z rdečo) (oziroma  $LPT_2$  in  $KLT_2$  na desni strani) v odvisnosti od magnitude deviacije segmenta ST.



Slika 48: Razsevni diagram za Pearsonove koeficiente korelacije med časovnimi vrstami koeficientov LPT in KLT in diagnostičnimi značilkami proti magnitudi deviacije segmenta ST pri ekstremih ishemičnih prehodnih epizod.

Na sliki 48 je razvidno, da magnituda deviacije segmenta ST nima negativnega vpliva na predstavitveno moč časovnih vrst 1. in 2. koeficientov transformacije LPT in KLT. Vpliv je kvečjemu pozitiven, z večanjem magnitude deviacije je korelacija med  $LPT_1$  in nivojem segmenta ST še večja (namreč  $\rho(|stdev|, \rho_e(LPT_1, stlev_{80(60)}))=0,47/p=0.000$ ,  $r_s(|stdev|, \rho_e(LPT_1, stlev_{80(60)}))=0,62/p=0.000$ ). Podobno velja za korelacijo 2. koeficienta transformacije LPT z nagibom segmenta ST (z večanjem magnitude deviacija segmenta ST je korelacija med  $LPT_2$  in nagibom segmenta ST večja,  $\rho(|stdev|, \rho_e(LPT_2, stslope))=0,36$  in  $p=0.000$  ter  $r_s(|stdev|, \rho_e(LPT_2, stslope))=0,46/p=0.000$ ). Glede na to, da so navedene pozitivne odvisnosti v smislu predstavitvene moči v okviru nivoja in nagiba segmenta ST pretežno nelinearne, je Spearmanov koeficient  $r_s$  večji. V okviru transformacije KLT so ugotovitve podobne, vendar so absolutne vrednosti slednjih koeficientov nekoliko nižje. *V tem je nazorno razvidno, da obstaja zmerno močna korelacija med magnitudo deviacije segmenta ST ter predstavitveno močjo časovnih vrst vektorjev značilk in s tem pozitivni učinek na predstavitveno moč pri večjih deviacijah segmenta ST, kar govori v prid univerzalnosti in praktični uporabnosti transformacije LPT in KLT.*

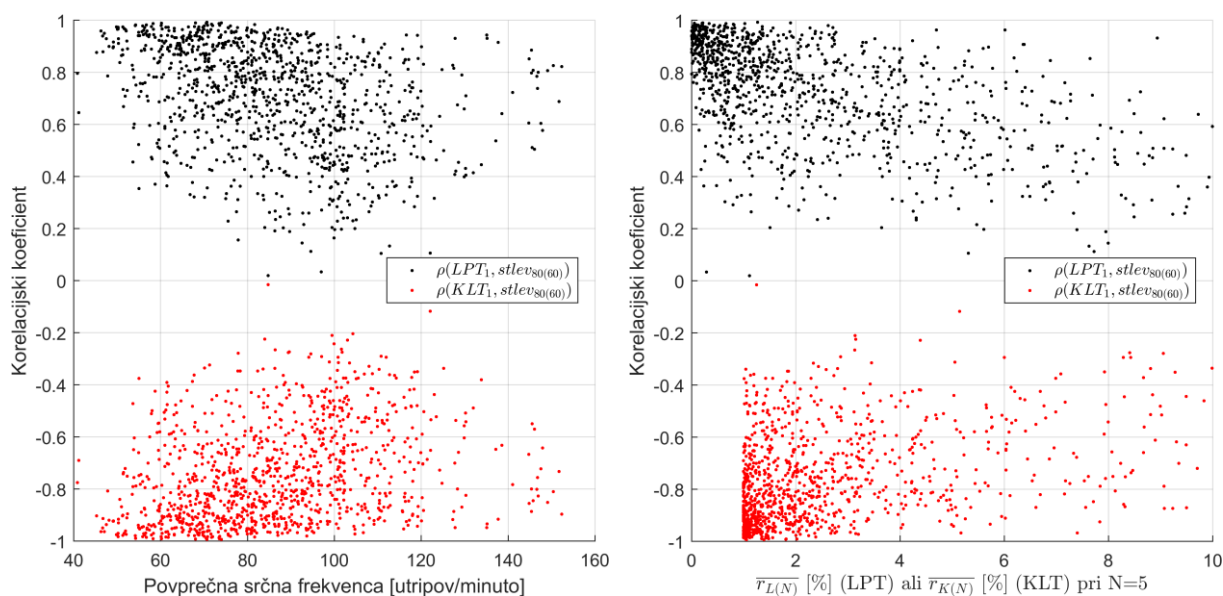
Na sliki 49 je podobno kot na prejšnji sliki prikazan še razsevni diagram magnitude (absolutne vrednosti) povprečnega nivoja segmenta ST proti koeficientom korelacije med 1. in 2. koeficientom transformacije LPT in KLT ter nivojem segmenta ST v posameznih ishemičnih prehodnih epizodah. Podobno je na podlagi slednjih rezultatov razvidno, da nivo segmenta ST nima negativnega vpliva na predstavitveno moč. Z večanjem magnitude nivoja segmenta ST (v povprečju) je dejansko korelacija med  $LPT_1$  in nivojem segmenta ST večja ( $\rho(|mean(stlev_{80(60)})|, \rho_e(LPT_1, stlev_{80(60)}))=0,47/p=0.000$ ,  $r_s(|mean(stlev_{80(60)})|, \rho_e(LPT_1, stlev_{80(60)}))=0,52/p=0.000$ ).



Slika 49: Razsevni diagram za Pearsonove koeficiente korelacije med časovnimi vrstami 1. in 2. koeficientov LPT in KLT ter diagnostičnimi značilkami proti povprečnemu nivoju segmenta ST.



Podobno kot v poglavju karakterizacije časovnih vrst, kjer smo preverjali morebitno odvisnost rezidualne napake transformacije z uporabo manjšega števila prvih koeficientov transformacije LPT in KLT od povprečne srčne frekvence v posameznih ishemičnih epizodah segmenta ST, je na levi strani slike 50 prikazan še razsevni diagram koeficientov Pearsonove korelacije med 1. in 2. koeficientom transformacije LPT in KLT ter nivojem segmenta ST v odvisnosti od povprečne srčne frekvence v ishemični prehodni epizodi. Na desni strani slike 50 pa je prikazan še razsevni diagram istih koeficientov korelacije v odvisnosti od povprečne rezidualne napake v ishemični prehodni epizodi pri uporabi prvih 5 koeficientov transformacije LPT in KLT.



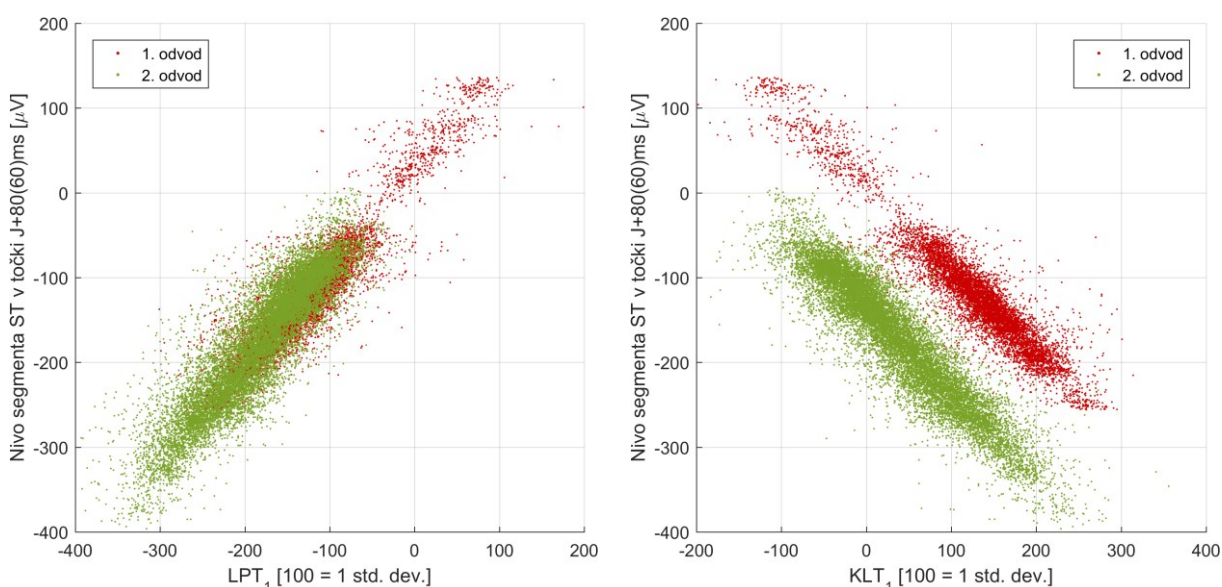
Slika 50: Razsevni diagram za Pearsonove koeficiente korelacije med časovnimi vrstami 1. koeficientov LPT in KLT ter diagnostičnimi značilkami proti povprečni srčni frekvenci (levo) in povprečni rezidualni napaki transformacije ob uporabi prvih 5 koeficientov (desno).

V okviru predstavitvene moči 1. koeficienta transformacije LPT in KLT je na sliki 50 tokrat razvidna šibka negativna odvisnost od povprečne srčne frekvence v ishemičnih prehodnih epizodah ( $\rho=-0,33/p=0,000$ ,  $r_s=-0,38/p=0,000$ ), medtem ko v okviru 2. koeficientov in nagiba segmenta ST slednje odvisnosti ni opaziti ( $\rho=0,04/p=0,205$  in  $r_s=0,01/p=0,670$ ). Na podlagi slednjih rezultatov je možno sklepati na šibki negativni »učinek« višje trenutne srčne frekvence na predstavitveno moč 1. koeficientov transformacije LPT in prav tako transformacije KLT. Hkrati je na desni strani slike razvidna zmerena odvisnost ( $\rho=-0,52/p=0,000$  in  $r_s=-0,60/p=0,000$ ) predstavitvene moči samo 1. koeficientov transformacije LPT in KLT od povprečne rezidualne napake (slednja je prav tako šibko odvisna od srčne frekvence, kar je razvidno na sliki 31). Vpliv trenutne srčne frekvence na predstavitveno moč 1. koeficientov je po naši najboljši oceni lahko posledica načina generiranja časovnih vrst vektorjev značilk transformacije LPT in KLT segmenta ST v fiksnem intervalu med  $FP+40ms$  in  $FP+160ms$  brez obzira na trenutno srčno frekvenco, kar ima verjetno za posledico zamik vala  $T$  v interval transformacije segmenta ST.

## 6.4 Vzorčni in celotni razsevni diagrami značilk za srčne utripe ishemičnih prehodnih epizod segmenta ST zbirke LTST DB

Na sliki 40 v prejšnjem poglavju smo prikazali razsevni diagram za 1. koeficient transformacije KLT proti 1. koeficientu transformacije LPT. Na podlagi slednjega diagrama je razvidno, da bodisi časovna vrsta 1. koeficienta transformacije LPT bodisi časovna vrsta 1. koeficienta transformacije KLT izkazuje konstantni odmik od skupnega izhodišča, ki je odvisen od odvoda. Zagotovo bo slednji konstantni odmik prisoten na razsevni diagramu enega izmed slednjih koeficientov proti referenčni diagnostični značilki za isto kategorijo sprememb morfologije segmenta ST kot jo predstavljata navedena 1. koeficienta transformacije LPT in KLT. Vendar kljub temu dodajmo, da navedeni konstantni odmiki pravzaprav sicer nimajo nobenega posebnega vpliva na predstavitveno moč vektorjev transformacije LPT ali KLT, kajti kot že omenjeno je v okviru odkrivanja ishemičnih epizod bistveno odkrivanje prehodnih sprememb morfologije segmenta ST in ne trenutnih absolutnih vrednosti katere od diagnostičnih značilk.

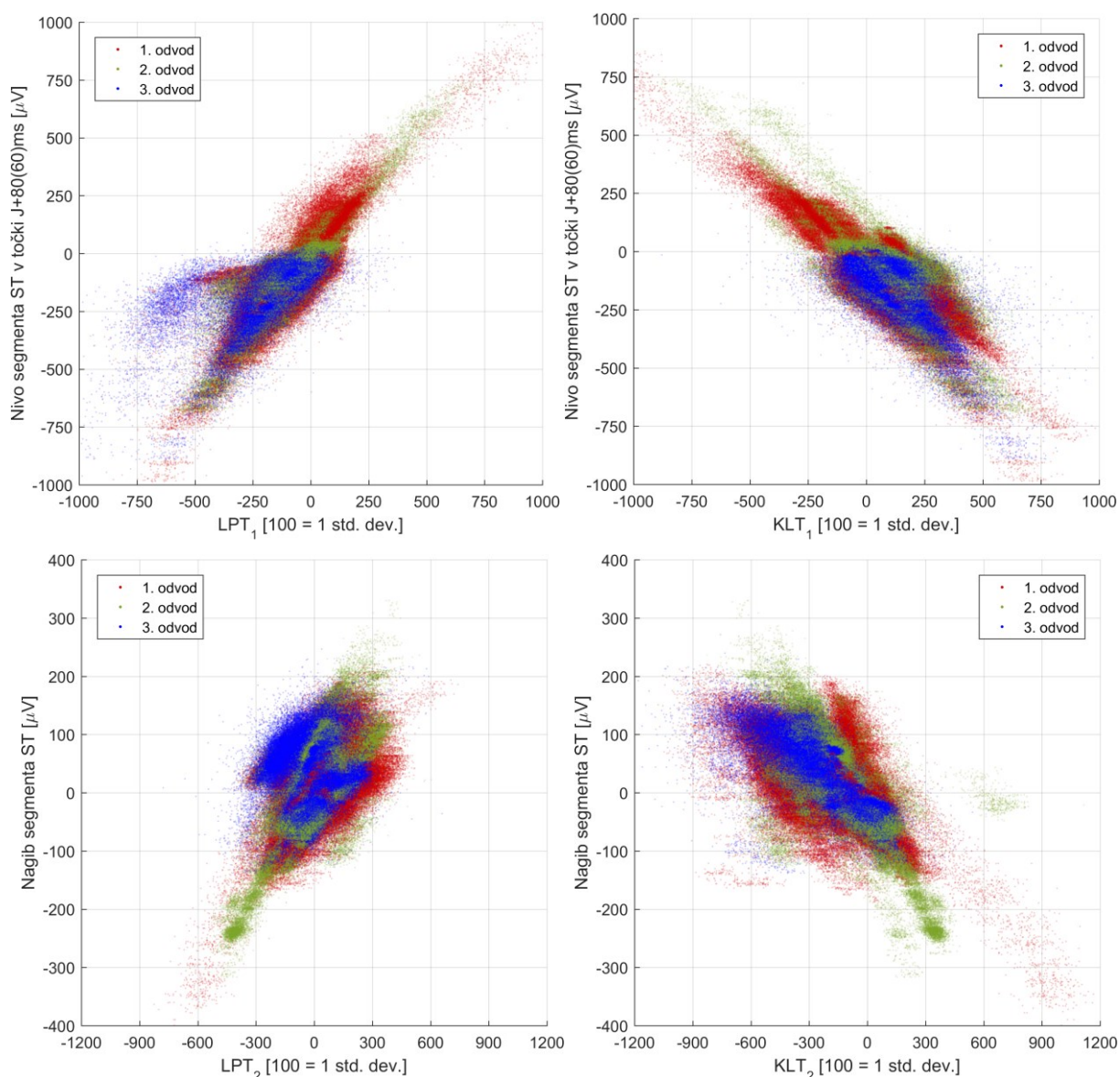
Na podlagi slike 51 je na primeru vseh srčnih utripov ishemičnih prehodnih epizod segmenta ST posnetka s20272 zelo dobro razvidna linearna odvisnost normaliziranega koeficienta  $LPT_1$  od izmerjenega nivoja segmenta ST v točki J+80(60), ki je neodvisna od odvoda (praktično gre za preslikavo 1:1), medtem ko je v tem smislu pri koeficientu  $KLT_1$  opazen fiksen odmik, ki je odvisen od odvoda. Kot zanimivost vseeno še omenimo, da na podlagi razsevnih diagramov za 2. koeficient transformacije LPT oziroma 2. koeficient transformacije proti nagibu segmenta ST razvidno ravno obratno, vendar slike v izogib podvajanju nismo vključili v to besedilo.



Slika 51: Razsevni diagram za 1. koeficiente transformacije LPT (levo) in KLT (desno) proti nivoju segmenta ST za vse srčne utripe ishemičnih epizod v posnetku s20272.



V prid nazorne vizualizacije medsebojne odvisnosti morfoloških značilke v prostorih LPT in KLT od klasičnih diagnostičnih značilke nivoja segmenta ST ter nagiba segmenta ST na nivoju zbirke LTST DB smo pripravili še celovite razsevne diagrame za vse srčne utripe ishemičnih epizod segmenta ST (le za tiste, pri katerih v datotekah obstajajo vse relevantne značilke; D=970725). Na sliki 52 so prikazani razsevni diagrami za naslednje pare značilke: (LPT<sub>1</sub>, nivo), (KLT<sub>1</sub>, nivo), (LPT<sub>2</sub>, nagib), (KLT<sub>2</sub>, nagib) segmenta ST, ki nazorno prikazujejo pretežno linearno odvisnost med navedenimi morfološkimi in diagnostičnimi značilkami. Morda je le pri značilkah transformacije KLT (na desni strani slike) opazna nekoliko manjša univerzalnost v smislu konstantne linearne odvisnosti od diagnostične značilke, neodvisno od posnetka.



Slika 52: Razsevni diagrami različnih parov diagnostičnih in morfoloških značilke: (LPT<sub>1</sub>, nivo), (KLT<sub>1</sub>, nivo), (LPT<sub>2</sub>, nagib), (KLT<sub>2</sub>, nagib) segmenta ST za srčne utripe vseh ishemičnih epizod zbirke LTST DB. Posamezni vzorci na razsevnih diagramih so obarvani glede na odvod.



## Poglavje 7      **Zaključek**

### **7.1 Razvito orodje za vizualizacijo časovnih vrst vektorjev značilk, ekspertnih oznak ter osnovnih posnetkov elektrokardiogramov**

Pri načrtovanju programske opreme za vizualizacijo časovnih vrst in ekspertnih oznak smo pozornost posvetili enostavnosti grafičnega uporabniškega vmesnika, medtem ko so bili glavni vzvodi za njegovo izdelavo pomanjkanje primerljivega orodja za operacijski sistem Microsoft Windows ali njihovih pomanjkljivosti ter podredno seznanitev z vsemi razpoložljivimi podatki zbirke LTST DB. Grafični uporabniški vmesnik WinECG odlikujejo naslednje lastnosti:

- učinkovita in neodvisna vizualizacija heterogenih časovnih vrst vektorjev značilk v tekstovnih datotekah zbirke LTST DB z grafi trendov, prikaz numeričnih vrednosti vektorjev ključnih značilk in ekspertnih oznak v zbirki LTST DB, sočasno vizualizacijo osnovnih signalov elektrokardiogramov ter povprečnih srčnih utripov,
- hitra (časovno optimalna) vizualizacija na podlagi predhodnega redčenja vhodnih časovnih vrst z uporabo različnih načinov po izbiri uporabnika,
- večstopenjski medpomnilnik za vmesno shranjevanje časovnih vrst za hitro izrisovanje,
- preprosta manipulacija vzorčnih ekspertnih oznak premikov srednje srčne osi (vizualno dodajanje, premikanje in brisanje oznak na časovnih vrstah) ter
- shranjevanje slik prikazov časovnih vrst v izhodne datoteke.

Zaradi izredno velike količine podatkov v sklopu posnetkov ambulantnih elektrokardiogramov je v okviru vizualizacije izvedenih časovnih vrst vektorjev značilk bistven hiter prikaz slednjih podatkov, zato smo implementirali algoritme decimacije, izbire najbližjega sosedu ter izračun povprečne, najnižje in najvišje vrednosti v pod-intervalih časovnih vrst z adaptivno dolžino glede na velikost okna, izbiro konkretne metode pa smo prepustili uporabniku. Večstopenjski medpomnilnik prav tako omogoča hitrejše prikazovanje časovnih vrst, ker z njegovo uporabo ne prihaja do nepotrebnih ponovitev redčenja časovnih vrst in hkrati ni potrebno večkrat branje istih vhodnih podatkov iz datotek na občutno počasnejših medijih.

## 7.2 Ključni rezultati karakterizacije časovnih vrst transformacije LPT in KLT ter ocenjevanja njihove predstavitvene moči

Za potrebe analitične karakterizacije časovnih vrst transformacije LPT in KLT smo morali predhodno razviti fleksibilno orodje za združevanje časovnih vrst diagnostičnih in morfoloških značilk na nivoju celotne zbirke LTST DB zaradi neujemanja v časovnih indeksih vektorjev značilk in zaradi uporabe različnih metod predhodnega filtriranja šumnatih srčnih utripov pri generiranju slednjih časovnih vrst. Naveden postopek zajema iskanje vektorjev značilk za vse srčne utripe, ki so skupni vsem vhodnim časovnim vrstam, ter generiranje novih izhodnih datotek glede na odvod elektrokardiograma, intervale prehodnih ishemičnih ter neishemičnih epizod, izračune Mahalanobisove razdalje ob uporabi prvih  $N$  koeficientov transformacije glede na skupni referenčni srčni utrip v začetku posnetkov. Za aproksimacijo vrednosti manjkajočih značilk v vhodni časovni vrsti smo uporabili Steffenovo interpolacijo, ki je v primerjavi z uporabo tradicionalne interpolacije na podlagi kubičnih zlepkov monotona na intervalih med vsemi vhodnimi točkami in ne izkazuje nobene lokalne oscilacije. Pri uporabi kubičnih zlepkov obstaja veliko tveganje za nastanek lokalne oscilacije na daljših intervalih neznanih oziroma manjkajočih vrednosti vektorjev značilk, kar smo demonstrirali na primeru posnetka zbirke LTST DB, kjer je aproksimirana vrednost trenutne srčne frekvence z uporabo kubičnih zlepkov na daljših intervalih neznanih vrednosti tipično nerealna. Z uporabo Steffenove interpolacije lokalne oscilacije niso prisotne ter so časovne vrste aproksimiranih vrednosti v primerjavi z navadno linearno interpolacijo zvezne v 1. odvodu. *Po našem vedenju navedena metoda aproksimacije predhodno še nikoli ni bila uporabljena za interpolacijo časovnih vrst vektorjev značilk elektrokardiogramov (npr. na intervalih neznanih ali manjkajočih vrednosti).*

Na podlagi izhodnih datotek slednjega postopka združevanja smo karakterizirali časovne vrste vektorjev značilk transformacije LPT in KLT z vidika povprečne rezidualne napake ob rekonstrukciji segmenta ST z uporabo prvih  $N$  koeficientov, razlik med Mahalanobisovimi razdaljami v prostorih LPT in KLT, Pearsonove in Spearmanove korelacijske koeficiente med individualnimi koeficienti obeh transformacij ter nivojem in nagibom segmenta ST, ter križne korelacije med posameznimi koeficienti KLT in LPT. Za potrebe razlikovanja med ključnimi kategorijami srčnih utripov smo karakterizacijo izvedli z upoštevanjem naslednjih podmnožic srčnih utripov: za vse srčne utripe, za normalne srčne utripe (tistih, ki niso na intervalih signifikantnih prehodnih epizod segmenta ST v posnetku po protokolu B), ter za srčne utripe prehodnih ishemičnih in neishemičnih epizod. Vse celotne statistike smo izračunali na nivoju posnetkov, prehodnih epizod segmenta ST po protokolu B ter na nivoju srčnih utripov.

V sklopu analize rezidualnih napak ob uporabi  $N$  koeficientov je razvidno, da je povprečna rezidualna napaka pri transformaciji KLT, ki je prilagojena na »učno« množico vseh srčnih utripov zbirke LTST DB, v splošnem manjša kot pri transformaciji LPT samo če upoštevamo vse srčne utripe. Namreč na intervalih ishemičnih in neishemičnih prehodnih epizod segmenta ST je rezidualna napaka transformacije LPT manjša že pri uporabi prvih 5 ( $N=5$ ) koeficientov, kar govori v prid uporabnosti slednje transformacije za predstavitev bistvenih prehodnih sprememb morfologije segmenta ST na podlagi časovnih vrst vektorjev nizke dimenzionalnosti.

Z vidika univerzalnosti transformacije LPT v smislu občutljivosti rezidualne napake na vrednosti ključnih diagnostičnih značilk smo na intervalih vseh ishemičnih prehodnih epizod preverili še Pearsonove in Spearmanove korelacije med rezidualno napako oziroma razliko rezidualnih napak transformacije LPT in KLT ter deviacijo segmenta ST pri ekstremu epizod, povprečnim nivojem segmenta ST, povprečno srčno frekvenco ter dolžino epizod. Navedene rezultate smo največkrat prikazali v obliki razsevnih diagramov. V okviru analize rezidualnih napak na nivoju prehodnih ishemičnih epizod in njene občutljivost smo ugotovili naslednje:

- Pri ishemičnih prehodnih epizodah z večjo magnitudo ekstremne deviacije segmenta ST je povprečna rezidualna napaka transformacije LPT in KLT nižja (obstaja šibka negativna odvisnost med slednjo metriko in magnitudo deviacije segmenta ST).
- Povprečna rezidualna napaka v ishemični prehodni epizodi z negativno deviacijo segmenta ST pri ekstremu epizode je pri uporabi samo prvega koeficienta transformacije LPT v splošnem nižja kot pri transformaciji KLT, medtem ko pri ishemičnih prehodnih epizodah s pozitivno ekstremno deviacijo velja ravno obratno.
- Z večanjem magnitude povprečne vrednosti nivoja segmenta ST na intervalih prehodnih ishemičnih epizod je rezidualna napaka transformacije LPT in KLT nižja (že pri uporabi treh koeficientov transformacije LPT obstaja zmerna negativna odvisnost med povprečno rezidualno napako in magnitudo nivoja segmenta).
- Z večanjem trenutne srčne frekvence je rezidualna napaka transformacije LPT in KLT večja (obstaja šibka negativna odvisnost med povprečjem trenutne srčne frekvence na intervalih ishemičnih prehodnih epizod ter povprečno rezidualno napako).

V nadaljevanju smo preučili srednje kvadratične razlike in srednje absolutne razlike med Mahalanobisovimi razdaljami vektorjev značilk za vse preučevane kategorije srčnih utripov. Z navedenega vidika smo medsebojno primerjali uniformnost predstavitve morfoloških značilk segmenta ST v različnih ortogonalnih prostorih LPT in KLT, in sicer še posebno ker je prostor transformacije KLT pri »učni« množici srčnih utripov za dani problem optimalen in je tako od

nje odvisen, medtem ko je prostor LPT neodvisen od katerekoli množice referenčnih vzorcev in je v tem smislu povsem indiferenten. Na podlagi slednje analize smo ugotovili, da so razlike med Mahalanobisovimi razdaljami od referenčnega vektorja posnetkov najnižje pri uporabi prvih treh koeficientov, zato je transformacija LPT v sklopu predstavitve morfologije segmenta ST v prvih treh dimenzijah sorodna predstavitvi v prostoru KLT. V višjih dimenzijah je razvidna progresivna divergenca med predstavitvijo morfologije segmenta ST v prostorih LPT in KLT, vendar je samoumevno že to sodeč po njihovih baznih funkcijah. Povprečne razlike med Mahalanobisovimi razdaljami vektorjev značilk LPT in KLT vseh in normalnih srčnih utripov so nižje kot pri srčnih utripih prehodnih epizod segmenta ST, kar sodeč po predhodni analizi povprečnih rezidualnih napak govori v prid predstavitve morfologije segmenta ST v prostoru transformacije LPT na intervalih klinično relevantnih prehodnih epizod segmenta ST.

V sklopu karakterizacije smo izračunali še Pearsonove in Spearmanove koeficiente križne korelacije med posameznimi koeficienti transformacije LPT in KLT ter ovrednotili odvisnosti med posameznimi koeficienti vektorjev v obeh prostorih. Pri tem so ključne ugotovitve skladne z orisom razlik med baznimi vektorji LPT in KLT in so naslednje:

- med prvimi tremi soležnimi koeficienti transformacije LPT in KLT ( $s_{(N),1}-s_{(K),1}$ ,  $s_{(N),2}-s_{(K),2}$  in  $s_{(N),3}-s_{(K),3}$ ) obstaja zelo močna negativna odvisnost, ki je na intervalih prehodnih epizod segmenta ST še močnejša kot izven teh intervalov (za normalne srčne utripe),
- med 4. in 5. soležnimi koeficienti transformacije LPT in KLT ( $s_{(N),1}-s_{(K),1}$ ,  $s_{(N),2}-s_{(K),2}$ ) obstaja močna negativna odvisnost ter
- pri višjih koeficientih ( $k > 5$ ) je križna korelacija vedno šibkejša ter je odvisnost med soležnimi koeficienti vedno močnejše »razpršena« na višje koeficiente, kar je razvidno že iz baznih vektorjev in pojasni divergenco med Mahalanobisovimi razdaljami.

V vseh matrikah križne korelacije med posameznimi koeficienti transformacije LPT in KLT je razvidno, da obstaja povezava med 1. dimenzijo prostora LPT ter 1. in 2. dimenzijo prostora KLT (ali obratno), ki je razvidna tudi iz nekakšne kompozitne narave baznih vektorjev obeh prostorov. Zato smo izračunali še t.i. notranje korelacijske matrike z vrednostmi koeficientov korelacije med posameznimi koeficienti posamične transformacije (LPT oziroma KLT). Pri tem smo ugotovili, da je na intervalih prehodnih epizod (za srčne utripe prehodnih ishemičnih in neishemičnih epizod) pravzaprav transformacija LPT bližje optimalnosti kot transformacija KLT, to je v smislu predstavitve segmenta ST s čim manjšim številom statistično neodvisnih koeficientov, medtem ko za normalne srčne utripe velja obratno. V tem pogledu je možno sklepati, da srčni utripi ishemičnih epizod v učni množici za izračun kovariančne matrike transformacije KLT niso enako dobro zastopani kot normalni srčni utripi.

### 7.3 Predstavitvena moč časovnih vrst vektorjev morfoloških značilk transformacije LPT in KLT

V zadnjem poglavju smo še dodatno ocenili predstavitveno moč časovnih vrst vektorjev morfoloških značilk transformacije LPT in KLT v primerjavi s tradicionalno predstavitvijo prehodnih diagnostičnih sprememb segmenta ST, ki temelji na merjenju nivoja in nagiba segmenta ST v časovnem prostoru. V tem sklopu smo za vse kategorije srčnih utripov izračunali koeficiente korelacije med časovnimi vrstami morfoloških značilk v prostorih LPT, KLT in prejšnje transformacije KLT (pKLT) z baznimi vektorji na osnovi zbirke ESC DB ter tradicionalnimi diagnostičnimi značilkami nivoja in nagiba segmenta ST. Za potrebe slednje ocene smo prvotno ustvarili združene časovne vrste vektorjev vseh relevantnih morfoloških in diagnostičnih značilk, v katerih so »izpušчени« vsi tisti srčni utripi, ki so bili izločeni v prvotnem postopku predhodnega filtriranja šumnatih srčnih utripov na podlagi pKLT. V sklopu ocene predstavitvene moči na podlagi individualnih koeficientov korelacije med posameznimi diagnostičnimi in morfološkimi značilkami smo slednje preučili na nivoju posnetkov ter na nivoju prehodnih ishemičnih epizod. Rezultate smo predstavili v tabelarni obliki za vse kategorije srčnih utripov ter v obliki histogramov koeficientov korelacije med njihovimi časovnimi vrstami in časovnimi vrstami tradicionalnih diagnostičnih značilk za vse ishemične prehodne epizode. Na podlagi slednjih rezultatov je razvidno naslednje:

- časovne vrste vektorjev morfoloških značilk prejšnje transformacije KLT z mešanim naborom koeficientov pKLT v splošnem relativno slabo predstavljajo bistvene kategorije sprememb morfologije segmenta ST,
- časovne vrste 1. koeficienta transformacije LPT izkazujejo največjo afiniteto časovni vrsti tradicionalne diagnostične značilke nivoja segmenta ST (v smislu najvišjega koeficienta korelacije med njima, univerzalnosti, determinističnosti in indiferentnosti do katerekoli prilagojene »učne« množice),
- časovne vrste 2. koeficienta transformacije LPT izkazujejo največjo afiniteto časovni vrsti tradicionalne diagnostične značilke nagiba segmenta ST, ki je še posebno izrazita v primerjavi z vsemi preostalimi preučevanimi časovnimi vrstami morfoloških značilk.

V nadaljevanju smo preverili še občutljivost predstavitvene moči na vrednosti ključnih diagnostičnih značilk na intervalih ishemičnih prehodnih epizod, tako da smo z razsevnimi diagrami nazorno prikazali Pearsonove koeficiente korelacije med časovnimi vrstami 1. in 2. koeficientov transformacije LPT in KLT ter časovnimi vrstami nivoja in nagiba segmenta ST v odvisnosti od ključnih diagnostičnih značilk na intervalih vseh ishemičnih prehodnih epizod.

V tem pogledu smo ugotovili, da z večjo magnitudo deviacije segmenta ST pri ekstremu ishemične epizode in prav tako z večjo magnitudo povprečne vrednosti nivoja segmenta ST v ishemični epizodi raste predstavitvena moč 1. in 2. koeficientov transformacije LPT in KLT. Pri tem obstaja zmerna pozitivna korelacija med magnitudo deviacije in nivoja segmenta ST ter predstavitveno močjo v smislu korelacije med tradicionalnimi časovnimi vrstami in časovnimi vrstami 1. in 2. koeficientov transformacije LPT in KLT. Na podlagi razsevnih diagramov je razvidno, da ta odvisnost ni linearna, kar potrjuje tudi večji Spearmanov koeficient korelacije.

Za oceno univerzalnosti predstavitvene moči 1. in 2. koeficientov transformacije LPT in KLT smo podobno kot v predhodnih poglavjih z ločenim razsevnim diagramom še preverili, ali ima povprečna srčna frekvenca v posamezni ishemični prehodni epizodi znaten vpliv na Pearsonovo korelacijo med koeficienti transformacije LPT in KLT ter nivojem in nagibom segmenta ST. Na podlagi slednjih rezultatov je razvidno, da ima srčna frekvenca šibki negativni vpliv v okviru predstavitvene moči 1. koeficienta transformacije LPT in 1. koeficienta transformacije KLT, vendar pa nima zaznavnega vpliva v okviru predstavitvene moči 2. koeficienta transformacije LPT in KLT. Naveden rezultat je verjetno v sorodu z negativnim vplivom povprečne srčne frekvence na rezidualno napako, zato smo na nivoju vseh ishemičnih prehodnih epizod z razsevnim diagramom preverili še odvisnost navedenih Pearsonovih korelacijskih koeficientov med 1. koeficientom transformacije LPT in KLT ter povprečno rezidualno napako v epizodi. Pri tem je razvidna zmerna odvisnost predstavitvene moči 1. koeficientov transformacije LPT in KLT od povprečne rezidualne napake (slednja je tudi šibko odvisna od srčne frekvence). Na podlagi teh rezultatov je možno sklepati na šibki negativni vpliv trenutne srčne frekvence na predstavitveno moč 1. koeficientov transformacije LPT in KLT.

V zaključku sklopa ocene predstavitvene moči smo prikazali še vzorčne razsevne diagrame za vrednosti 1. koeficientov transformacije LPT in KLT proti vrednostim tradicionalnih značilk nivoja in nagiba segmenta ST za vse ishemične prehodne epizode zapisa zbirke LTST DB s20272. Na vzorčnem primeru je razvidno, da časovne vrste 1. koeficientov transformacije LPT ne izkazujejo odmikov od izhodišča v odvisnosti od odvoda elektrokardiograma in je odvisnost linearna brez konstante ( $y=r_{LX}+0$ ), medtem ko je pri transformaciji KLT slednji konstantni odmik od izhodišča odvisen od odvoda ( $y=r_{KX} + m_i$ ). Za časovne vrste 2. koeficientov velja ravno obratno. Vendar navedeni konstantni odmiki nimajo nobenega posebnega vpliva na predstavitveno moč morfoloških vektorjev transformacije LPT in KLT, ker je odkrivanje ishemičnih epizod vedno zasnovano na odkrivanju prehodnih sprememb morfologije segmenta ST in ne na podlagi trenutnih absolutnih vrednosti katere od diagnostičnih značilk. V zaključku poglavja smo vključil še razsevne diagrame za 1. in 2. koeficiente transformacije LPT in KLT proti tradicionalnim diagnostičnim značilkam nivoja in nagiba segmenta ST za vse srčne utripe ishemičnih prehodnih epizod v zbirki LTST DB (to je za približno milijon srčnih utripov).



## 7.4 Predlogi za nadaljnje delo

Razvit grafični uporabniški vmesnik WinECG za vizualizacijo časovnih vrst in ekspertnih oznak že predstavlja samostojno zaključeno celoto, vendar je bil razvit primarno za potrebe seznanjanja z vsemi podatki zbirke LTST DB. Z vidika praktične uporabnosti bi bilo zagotovo smiselno razviti to orodje z uporabo modernejšega razvojnega okolja (npr. Visual Studio .NET), vendar je pri tem potrebno poudariti, da je smiselno uporabiti podobno hierarhično ureditev razredov, ki je enaka kot pri naši rešitvi. Namreč precejšnjo prednost razvite programske opreme pred ostalimi splošnimi rešitvami za vizualizacijo krajših časovnih vrst je prilagojenost za vizualizacijo tipičnih časovnih vrst, osnovnih posnetkov in ekspertnih oznak na področju elektrokardiografije ter na področju odkrivanja izrazitih sprememb morfolologije srčnih utripov. V smislu končne rešitve bi bilo za potrebe distribucije potrebno pripraviti še namestitveni program, vendar slednja aktivnost ni imela poglobitve vloge pri našem nadaljnjem delu.

V strokovni literaturi [16] je bila že predhodno ocenjena klasifikacijska moč novih časovnih vrst morfoloških vektorjev značilk transformacije LPT in KLT z vidika razlikovanja med ishemičnimi in neishemičnimi prehodnimi epizodami segmenta ST v vseh posnetkih zbirke LTST DB glede na uporabljeno metodo klasifikacije ter število koeficientov transformacije, medtem ko smo v našem delu karakterizirali časovne vrste razpoložljivih morfoloških in diagnostičnih značilk segmenta ST elektrokardiogramov zbirke LTST DB. Na podlagi različnih metrik smo ocenili moči predstavitev prehodnih morfoloških sprememb segmenta ST z novimi časovnimi vrstami vektorjev morfoloških značilk transformacije LPT in KLT v primerjavi s tradicionalno predstavitvijo prehodnih diagnostičnih sprememb segmenta ST, ki temelji na merjenju nivoja in nagiba segmenta ST v časovnem prostoru. Največjo moč predstavitev izkazuje transformacija LPT na intervalih ishemičnih prehodnih epizod, to je v smislu najnižje povprečne rezidualne napake v ishemičnih prehodnih epizodah, največje afinitete tradicionalni predstavitvi prehodnih diagnostičnih sprememb segmenta ST ter možnosti neposrednega ekspertnega vpogleda v klinično relevantne kategorije prehodnih morfoloških in diagnostičnih sprememb segmenta ST. Vendar je pri tem opazna šibka negativna odvisnost med trenutno srčno frekvenco in zmerne negativna odvisnost med rezidualno napako in predstavitveno močjo transformacije, ki je po naši oceni verjetno posledica uporabe vzorcev segmenta ST na fiksnem intervalu med  $FP+40ms$  in  $FP+160ms$  pri generiranju časovnih vrst vektorjev morfoloških značilk transformacije LPT in KLT. Predvidevamo, da je pri višji trenutni srčni frekvenci začetek vala T že zamaknjen v navedeni interval, kar verjetno negativno vpliva na zmožnost predstavitve morfolologije segmenta ST v slednjih prostorih v smislu večjih rezidualnih napak ter nižje predstavitvene moči. Zato bi bilo v bodoče smiselno preučiti še predstavitveno moč časovnih vrst vektorjev prilagojene transformacije LPT in KLT z uporabo adaptivnih intervalov transformacije segmenta ST med  $FP+40 ms$  in  $FP+t ms$  glede na trenutno srčno frekvenco.



## Literatura

- [1] Goldschlager N., Goldman J.M., »Principles of Clinical Electrocardiography«, Prentice-Hall International Inc., 1989
- [2] Desmond G.J., Campbell J.C., »Cardiology«, Bailliere Tindall, 1992
- [3] Jager F., »Automated detection of transient ischemic ST-segment changes during ambulatory ECG-monitoring«, University of Ljubljana, Faculty of Electrical and Computer Engineering, Ph. D. Dissertation, 1993
- [4] Jager F., Moody G.B., Taddei A., Antolič G., Emdin M., Smrdel A., Glavič B., Marchesi C., Mark R.G., »A long-term ST Database for Development and Evaluation of Ischemia Detectors«, Computers in Cardiology, IEEE Soc Press, 1998; p. 301-304
- [5] Jager F., Taddei A., Emdin M., Antolič G., Dorn R., Moody G.B., Glavič B., Smrdel A., Varanini M., Zabukovec M., Bordighi S., Marchesi C., Mark R.G., »The Long-Term ST Database: A Research for Algorithm Development and Physiologic Studies of Transient Myocardial Ischemia«, Computers in Cardiology, Piscataway, IEEE Soc Press, 2000; p. 841-444
- [6] Jenkins D., Gerred S., »ECG library«, [Online], <http://www.ecglibrary.com/ecghome.php>, spletna stran, oktober 2014
- [7] G.B. Moody, Mark R.G., »Development and Evaluation of a 2-Lead ECG Analysis Program«, Computers in Cardiology, IEEE Soc, 1982; p. 39-44
- [8] PhysioNet, »Long-Term ST Database documentation«, Dokumentacija podatkovne baze LTST DB, [Online], <http://physionet.org/physiobank/database/ltstdb/>, junij 2016
- [9] Taddei A., Biagini A., Distanti G., Emdin M., Mazzei M.G., Pisani P., Roggero N., Varanini M., Mark R.G., Moody M.G., Braaksma L., Zeelenberg G., Marchesi C., »The European ST-T Database: Development, Distribution and Use«, Computers in Cardiology, IEE Soc Press, 1991; p. 177-180

- [10] Jager F., Moody G.B., Taddei A., Zabukovec M., Škrjanc M., Emdin M., Mark R.G., »Development of a Long-Term Database for Assessing the Performance of Transient Ischemia Detectors«, Computers in Cardiology 1996, IEEE Soc Press; p. 481-484
- [11] Pirnar Ž., »Karakterizacija neishemičnih sprememb nivoja segmenta ST elektrokardiograma«, Univerza v Ljubljani, Fakulteta za računalništvo in informatiko, Raziskovalno delo je pripravljeno v skladu s Pravilnikom o podeljevanju Prešernovih nagrad študentom pod mentorstvom prof. dr. Franca Jagra, Ljubljana, 2002
- [12] Jager F., Taddei A., Moody G. B., Emdin M., Antolič G., Dorn R., Smrdel A., Marchesi C., Mark R. G., »Long-Term ST database as a reference for the development and evaluation of automated ischaemia detectors and for the study of the dynamics of myocardial ischaemia«, Medical & Biological Engineering & Computing 41(2), marec 2003; p. 172-182
- [13] Moody G.B., "WFDB Applications Guide, Tenth Edition, (revised and with corrections for WFDB 10.5.24", Harvard-MIT Division of Health Sciences and Technology, [Online], <http://www.physionet.org/physiotools/wfdb.shtml>, maj 2015
- [14] Weisstein, Eric W. »Legendre Polynomial." From MathWorld--A Wolfram Web Resource«, [Online], <http://mathworld.wolfram.com/LegendrePolynomial.html>, avgust 2016
- [15] Amon M., »Robustno ocenjevanje oblik elektrokardiograma z uporabo ortogonalnih transformacij«, Univerza v Ljubljani, Fakulteta za računalništvo in informatiko, Magistrsko delo, Ljubljana, 2011
- [16] Amon M., Jager F., »Electrocardiogram ST-Segment Morphology Delineation Method Using Orthogonal Transformations«, PLOS One, februar 2016
- [17] Steffen M., »A simple method for monotonic interpolation in one dimension«, Astronomy and Astrophysics, Vol. 239, No. Nov(II); p. 443-450, oktober 1990
- [18] »GNU Scientific Library – Reference Manual, Chapter 28, Interpolation, gsl-2.1«, [Online], [http://www.gnu.org/software/gsl/manual/html\\_node/Interpolation.html](http://www.gnu.org/software/gsl/manual/html_node/Interpolation.html), November 2015